

Adaptive filtering of digital image signals

Patent number: DE4431349
Publication date: 1995-03-09
Inventor: LI JIANHUA (US); CHEN HAIGUANG (US)
Applicant: UNIV CALIFORNIA (US)
Classification:
 - **International:** H04N5/213; G01R33/48; G06F17/14; G06F17/16; G06T5/10; G06F15/16
 - **European:** G01R33/56; G06T5/20
Application number: DE19944431349 19940902
Priority number(s): US19930118921 19930908

Also published as:

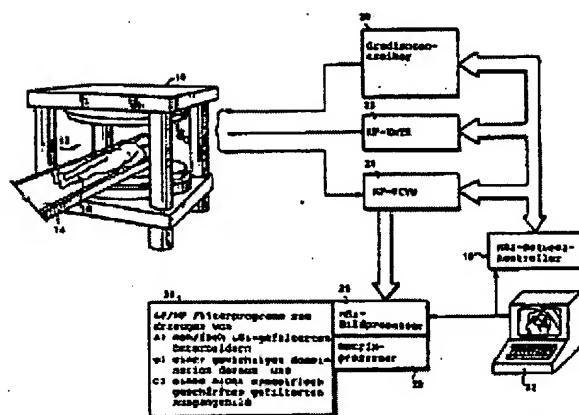


US5602934 (A1)
JP7170406 (A)

Report a data error here

Abstract of DE4431349

A method for adaptive digital image signal filtering for fast magnetic resonance (MR) image processing is provided. A minimum modification to the original image structures is tolerated, while noise smoothing is carried out at a prescribed filtering level. The filtered image is a weighted combination of four sub-images which have been obtained from the low-pass filter of the original image along four main directions. The weighting of each sub-image is controlled by the differences owing to these sub-images and the original image. The resulting image is then focused asymmetrically in order to magnify the boundaries of the image structure. The overall effect of this filter structure is an effective adaptive noise reduction and edge magnification with efficient execution accompanied by the use of matrix computers. The high regulatity and the high parallelism of the process render the latter suitable for efficient execution in conjunction with the use of high grade integrated (VLSI, very large scale integrated) circuits or multiprocessor systems. The efficiency of the filter for effective reduction of image noise and the protection of important image structures are discussed and demonstrated with the use of a plurality of MR images from an MR imaging system having a low field strength.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

02P 09304



① BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

② Offenlegungsschrift
⑩ DE 44 31 349 A 1

= US 5602,934

②① Aktenzeichen: P 44 31 349.7
②② Anmeldetag: 2. 9. 94
②③ Offenlegungstag: 9. 3. 95

⑥ Int. Cl. 6:
H 04 N 5/213
G 01 R 33/48
G 06 F 17/14
G 06 F 17/16
G 06 T 5/10
// G 06 F 15/16

DE 44 31 349 A 1

③① Unionspriorität: ③② ③③ ③④
08.09.93 US 118921

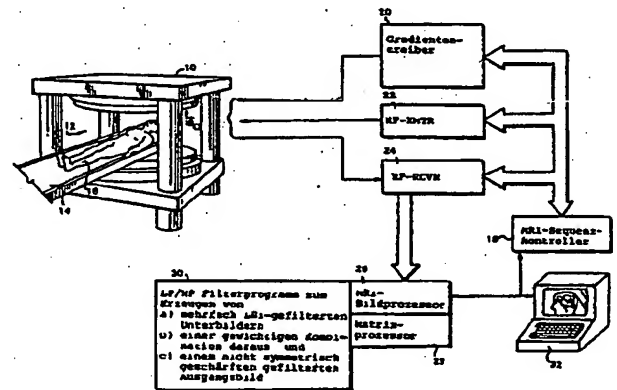
⑦① Anmelder:
The Regents of the University of California, Oakland,
Calif., US

⑦④ Vertreter:
Kuhnen, R., Dipl.-Ing.; Wacker, P., Dipl.-Ing.
Dipl.-Wirtsch.-Ing.; Führiß, P., Dipl.-Chem.
Dr.rer.nat.; Brandl, F., Dipl.-Phys., Pat.-Anwälte;
Hübner, H., Dipl.-Ing., Rechtsanw.; Winter, K.,
Dipl.-Ing.; Roth, R., Dipl.-Ing.; Röß, W.,
Dipl.-Ing.Univ.; Kaiser, J.,
Dipl.-Chem.Univ.Dr.rer.nat.; Pausch, T.,
Dipl.-Phys.Univ.; Henninger, B., Dipl.-Ing. Univ.,
Pat.-Anwälte, 85354 Freising

⑦② Erfinder:
Li, Jianhua, San Francisco, Calif., US; Chen,
Haiguang, Pacifica, Calif., US

⑤④ Adaptives Filtern von digitalen Bildsignalen

⑤⑦ Es wird ein Verfahren zum adaptiven digitalen Bildsignal-
filtern für schnelle Magnetresonanz (MR)-Bildverarbeitung
vorgesehen. Eine minimale Modifikation an den ursprüngli-
chen Bildstrukturen wird geduldet, während die Rauschglät-
tung auf einem vorgegebenen Filterniveau durchgeführt
wird. Das gefilterte Bild ist eine gewichtete Kombination aus
vier Unterbildern, die aus dem Tiefpaßfilter des ursprüngli-
chen Bildes entlang vier Hauptrichtungen erhalten wurde.
Die Gewichtung an jedem Unterbild wird gesteuert durch die
Unterschiede durch diese Unterbilder und das ursprüngliche
Bild. Das resultierende Bild wird dann nicht-symmetrisch
geschärft, um die Bildstrukturgrenzlinien zu verstärken. Der
Gesamteffekt dieser Filterstruktur ist eine effektive adaptive
Rauschreduzierung und Kantenverstärkung mit einer effi-
zienten Durchführung unter Verwendung von Matrizenrech-
nern. Die hohe Regelmäßigkeit und der hohe Parallelismus
des Vorgangs machen diesen geeignet für eine effiziente
Durchführung unter Verwendung hochgradig integrierter
(VLSI, very large scale integrated) Schaltungen oder Multi-
prozessorsysteme. Die Leistungsfähigkeit des Filters für die
effektive Reduzierung von Bildrauschen und die Bewahrung
wichtiger Bildstrukturen wird diskutiert und demonstriert
unter Verwendung mehrerer MR-Bilder von einem MR-Ab-
bildungssystem mit geringer Feldstärke.



DE 44 31 349 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 01. 95 408 070/644

33/31

Beschreibung

Die vorliegende Erfindung betrifft im allgemeinen das adaptive Filtern von digitalen Bildsignalen, die die angeordneten Bildpunkte einer digitalen Abbildung darstellen. Die Erfindung findet insbesondere, aber nicht ausschließlich, Anwendung auf die Rauschglättung und die Strukturschärfung in medizinischen Bildsignalanordnungen von der Art, die von Magnetresonanzabbildungen (MRI)-Systemen erzeugt und dargestellt werden.

Digitale Bildsignale (welche die angeordneten Bildpunkte einer auf einer Kathodenstrahlröhre oder einer anderen Form von Bildsignal-Transducer darstellbaren digitalisierten Abbildung darstellen) sind derzeit aus vielen Quellen einfach erhältlich. Auf dem Gebiet der medizinischen Abbildung werden solche Abbildungen typischerweise von CT-Scannern und MRI-Systemen erzeugt. Selbst traditionelle medizinische Röntgenabbildungen, die anfänglich auf photographischem Film gemacht wurden, können abgetastet und in ein digitalisiertes Bildsignalformat umgewandelt werden.

Digitale Bildsignale weisen typischerweise eine ordentliche Anordnung von digitalen mehrfach-Bit-Datenwerten auf, von denen jeder Wert (z. B. Wörter oder "Bytes") die Intensität (und/oder Farbe) eines bestimmten vorgegebenen Bildpunktes in einem (z. B. durch Rasterabtastung und Umwandlung der Signale in visuelle Abbildungen) anzuzeigenden visuellen Abbildung darstellt.

Leider weisen solche digitale Bildsignale typischerweise Rauschkomponenten auf, welche der Bildqualität sowohl in analytischer als auch ästhetischer Hinsicht abträglich sind. Insbesondere im Fall medizinischer Abbildungen sind solche Rauschprodukte störend, da sie zu ungenauen medizinischen Diagnosen führen oder eine auf der betrachtbaren Abbildung basierende Diagnose unmöglich machen. Demzufolge wurden beträchtliche Anstrengungen aufgebracht, um Rauschkomponenten aus digitalen Bildsignalen herauszufiltern, so daß die resultierende gefilterte Abbildung bei der Darstellung eine analytisch genauere und ästhetisch befriedigendere Darstellung des in der Anzeige dargestellten Gewebes eines Patienten darstellen.

Obwohl viele ziemlich komplizierte Bildfilter vorgeschlagen und/oder angewendet wurde, haben viele von ihnen eine begrenzte Anwendbarkeit und/oder sind andererseits oft ziemlich unpraktisch anzuwenden in einer typischen klinischen Umgebung, in der Zeit und Gerätschaften zwangsweise eingeschränkt sind (z. B. im Vergleich mit der Umgebung der Laborforschung, in der gewissermaßen unbegrenzte Zeit und Gerätschaften für wiederholte Versuche der Bildverstärkungsfilterung bereitstehen können). Demzufolge besteht immer noch ein beträchtliches Bedürfnis nach adaptiven Filterungstechniken für digitale Bildsignale, die sowohl hocheffektiv als auch wirtschaftlich (im Hinblick auf die erforderliche Filterverarbeitungszeit und die erforderlichen Filtergerätschaften) sind.

Auf dem Gebiet der Magnetresonanzabbildung (MRI) erhält man typischerweise eine zweidimensionale digitalisierte Abbildung von einem Magnetresonanzabbildungssystem, welches für die medizinische Diagnose ein Schnittbild von NMR-Nuklei darstellt, welche Gewebestrukturen innerhalb eines dreidimensionalen Objektes definieren. Leider sind die meisten MR-Abbildungen durch verschiedene Verzerrungen verschlechtert. Manchmal resultieren diese Verzerrungen in ungeeigneten Darstellungen eines Objektgewebes und machen eine genaue Bildanalyse schwierig. Unter diesen Verzerrungen ist die Rauschverschmutzung oft die gravierendste. Effektive Korrekturen weiterer Verzerrungen stehen oft in engem Zusammenhang mit erfolgreicher Rauschreduzierung und basieren darauf. Daher ist die Rauschreduzierung ein zentrales Thema bei der MR-Bildverarbeitung für bessere Bildqualität.

Einige Probleme und Erfordernisse bei der MR-Bildverarbeitung, die sich im allgemeinen auf deren Hintergrund beziehen, finden sich in den folgenden Schriften (auf die hiermit vollinhaltlich Bezug genommen wird):

F.W. Wehrli, Biomedical Magnetic Resonance Imaging-Principles, Methodology, and Applications, Hrsg. F.W. Wehrli, D. Shaw and J.B. Kneeland, VCH Publishers, Inc., 1988;

L. Kaufmann, L.E. Crooks and J. Carlson, "Technology Requirements for Magnetic resonance Imaging System", in: Proceedings of Technology Requirements for Biomedical Imaging, IEEE Computer Society Press, May 1991;

A.K. Jain, Fundamentals of Digital Image Processing, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ 07632, 1989;

W.K. Pratt, Digital Image Processing, John Wiley & Sons, Inc., 1987; R.C. Gonzalez and P. Wintz, Digital Image Processing, Addison-Wesley Publishing Company, 1988;

J.S. Lee, "Digital Image Enhancement and Noise Filtering by Use of Local Statistics", IEEE Trans. Patt. Anal. Machine Intell., Vol. PAMI-2, No. 2, S. 165—68, März 1980;

J.W. Woods, S. Dravida and R. Mediavilla, "Image Estimation Using Doubly Stochastic Gaussian Random Field Models", IEEE Trans. Pattern. Anal. Machine Intell. Vol. PAMI-9, S. 245—53, März 1987;

L.L. Scharf, Statistical Signal Processing: Detection, Estimation, and Time Series Analysis, Addison-Wesley Publishing Company, 1990;

L.B. Jackson, Digital Filters and Signal Processing, Kluwer Academic Publishing, 1989.

Das Rauschfiltern von Abbildungen ist im wesentlichen ein Glättungsprozeß, aber einfaches Tiefpaßfiltern verzerrt typischerweise Kanten bzw. Umriss und weitere Gewebestrukturen und schädigt damit die Treue der Strukturgewebeabbildung. Diese Gewebestrukturen sind für den menschlichen Betrachter signifikant. Sie sind auch sehr wichtig für die automatische Bildanalyse und -synthese, wie etwa Computer-Sicht- und Bildregistrierung. Einige Filter wurden vorgeschlagen, um dieses Problem erfolgreich anzugehen, wie adaptives Filtern auf der Grundlage von lokalen Bildstatistiken (z. B. siehe J.S. Lee, "Digital Image Enhancement and Noise Filtering by Use of Local Statistics", IEEE Trans. Patt. Anal. Machine Intell., Vol. PAMI-2, No. 2, S. 165—68, März 1980), und Kalman-Filtertechniken unter Verwendung von Mehrfachbildmodellen (z. B. siehe J.W. Woods, S. Dravida and R. Mediavilla, "Image Estimation Using Doubly Stochastic Gaussian Random Field Models", IEEE Trans.

Pattern. Anal. Machine Intell. Vol. PAMI-9, S. 245—53, März 1987). Da für medizinische Diagnoseabbildung eine Studie der MR oft eine Sequenz einer Mehrzahl von Bildern erfordert, und da jedes digitale Bild eine große Anzahl von angeordneten Bildpunkten enthält, ist die Verarbeitungseffizienz des Filterns eine grundlegende Erwägung bei der Wahl von Filtern für eine schnelle medizinische Bildverarbeitung. Somit, obwohl letztendlich viele Filter eine akzeptable Filterleistung zur Verfügung stellen mögen, schränkt eine niedrige Verarbeitungsgeschwindigkeit oft ihre breite Anwendung bei der medizinischen Abbildung ein.

Die vorliegende Erfindung stellt ein insbesondere effektives und effizientes Filter für die MR-Bildverarbeitung zur Verfügung. Eine Mehrzahl von Sätzen digitalisierter Unterbildsignale wird durch das Tiefpaßfiltern eines eingegebenen Satzes von digitalen Bildsignalen entlang einer jeweils entsprechenden Mehrzahl von Richtungen innerhalb des Bildes erzeugt. Danach wird ein Satz von rauschgeglätteten Bildsignalen als eine gewichtete Kombination dieser ersten Mehrzahl von Sätzen von Unterbildsignalen erzeugt. Vorzugsweise ist die dem Beitrag jedes Unterbildes zugeordnete Gewichtung eine Funktion des Unterschiedes zwischen dem Unterbild und dem ursprünglichen Bild, wodurch das resultierende Filter adaptiv für die Gewebestruktur gemacht wird.

Bei dem bevorzugten beispielhaften Ausführungsbeispiel werden die Kanten von Gewebestrukturen innerhalb des rauschgeglätteten digitalen Bildes geschärft, indem anschließend aus dem Satz von rauschgeglätteten digitalen Bildsignalen eine Mehrzahl von weiteren digitalisierten Sätzen von Unterbildsignalen durch Hochpaßfiltern einer jeweils entsprechenden Mehrzahl von Richtungen (die die gleichen wie die für das vorhergehende Tiefpaßfiltern sein können oder auch nicht) erzeugt wird, und anschließend ein ausgegebener Satz von digitalen Bildsignalen als eine gewichtete Kombination einer solchen Mehrzahl von weiteren Sätzen von Unterbildsignalen erzeugt wird. Dieses Kantenschärfungsfilter kann auch verwirklicht werden durch Verwendung der oben erwähnten Unterschiede zwischen tiefpaßgefilterten Unterbildern und dem ursprünglichen Bild — womit erforderliche Filterressourcen weiter erhalten bleiben.

Bei einem beispielhaften Ausführungsbeispiel wird sowohl das Tiefpaß- als auch das Hochpaßfiltern unter Verwendung von LSI (linear space invariant)-Filtern verwirklicht. Dennoch werden strukturadaptive Filtereffekte erzeugt durch darauffolgendes Erzeugen einer adaptiv gewichteten Kombination solcher LSI-Filterausgänge. Eine solche Verwendung von LSI-Filtergruppen zur Verwirklichung von strukturadaptiver Bildverarbeitung stellt nicht nur eine effektive Rauschunterdrückung, sondern auch eine Strukturverbesserung von MR-Bildern zur Verfügung, während sie gleichzeitig effektive Anwendungen unter Verwendung eines Matrixprozessors, paralleler Signalverarbeitungskanäle und dergleichen erlaubt.

Obwohl die LSI-Filter nahezu in jeder beliebigen Anzahl von unterschiedlichen Richtungen betrieben werden können, die die Größe der digitalen Bildanordnung erlaubt, wendet eine gegenwärtig bevorzugte effektive und effiziente Durchführung das LSI-Filtern nur in vier Richtungen an, die in Winkelintervallen von im wesentlichen 45° innerhalb des Bildraumes ausgerichtet sind. Ein Beispiel eines geeigneten LSI-Tiefpaßfilters erzeugt für jeden Bildpunkt eine gewichtete Kombination einer vorbestimmten Anzahl seiner nächsten Nachbarn entlang einer Linie, die parallel zu der Richtung dieses bestimmten Filters ist. Eine beispielhafte LSI-Hochpaßfilterung ist vorzugsweise nicht-symmetrisch im Hinblick auf sowohl die räumliche Richtung als auch die Polarität — und kann auch bewirkt werden als eine gewichtete Kombination einer vorbestimmten Anzahl von nächsten Nachbarn entlang einer Linie parallel zu der Filterrichtung.

Das beispielhafte Filter stellt eine außergewöhnlich schnelle Magnetresonanz (MR)-Bildverarbeitung zur Verfügung, indem es bewirkt, was wahrscheinlich so gut wie eine minimale Modifikation an den ursprünglichen Bildstrukturen ist, während es jedoch eine Rauschglättung auf einem vorgegebenen Filterpegel durchführt. Das gefilterte Bild ist eine gewichtete Kombination der Bildpunkte in vier Unterbildern, die durch das Tiefpaßfiltern des ursprünglichen Bildes entlang vier Hauptrichtungen erhalten sind. Die Gewichtung an jedem Unterbild-Bildpunkt ist gesteuert durch die Unterschiede zwischen Bildpunkten in diesen Unterbildern und einem entsprechenden Bildpunkt im ursprünglichen Bild. Das resultierende Bild ist dann nicht-symmetrisch geschärft, um die strukturellen Grenzlinien von abgebildetem Gewebe zu verstärken. Der Gesamteffekt stellt eine adaptive Rauschunterdrückung und eine Kantenverstärkung mit einer effizienten Durchführung unter Verwendung von Matrixprozessoren zur Verfügung. Die hohe Regularität und der hohe Parallelismus des Filters macht ihn auch geeignet für eine Durchführung unter Verwendung von VLSI (very large scale integrated)-Schaltungen oder Multi-Prozessoren-Systemen. Die Leistung des Filters bei der Unterdrückung von Bildrauschen und der Bewahrung von wichtigen abgebildeten Gewebestrukturen ist weiter unten unter Verwendung mehrerer MR-Bilder von einem MR-Abbildungssystem mit geringer Feldstärke demonstriert.

Wie viele weitere adaptive Filter versucht das beispielhafte Filter dieser Erfindung, Bildrauschen zu unterdrücken und doch wichtige Bildstrukturen zu erhalten. Hier wird dieses Ziel der Minimierung einer Modifikation am ursprünglichen echten Bild (d. h. dem theoretisch rauschlosen, perfekten Bild) angegangen durch die Auswahl von Filterparametern, die ein vorbestimmtes eingeschränktes Glättungsniveau in homogenen Bereichen von Bildern erzeugen. Die bevorzugten Ausführungsbeispiele vermeiden eine herkömmliche Bildanalyse, wie sie typischerweise bei adaptivem Filtern verwendet wird (z. B. wie etwa Kantendetektion unter Verwendung eines Gradienten oder Laplace-Operators, und Bildmodellidentifikation) und welche resourceverzehrende Berechnungen umfassen. Das anfängliche rauschgeglättete, gefilterte Bild wird hergestellt als eine gewichtete Kombination von vier Unterbildern, die durch Tiefpaßfiltern des ursprünglichen Bildes entlang vier Hauptrichtungen erhalten wurden. Diese Tiefpaßfiltervorgänge in jeder Richtung sind nicht-adaptiv und können daher sehr effektiv unter Verwendung von Matrixprozessoren durchgeführt werden. Das resultierende Bild stellt jedoch eine adaptive Glättung mit der erforderlichen Rücksicht auf die Bewahrung echter Gewebestrukturen zur Verfügung, da Gewichtungsparameter für die Synthetisierung des endgültigen Tiefpaßbildes durch die Unterschiede zwischen diesen Unterbildern und dem ursprünglichen Bild gesteuert sind. Diese Unterschiede stellen Informationen über Bildstrukturen zur Verfügung und stellen damit eine strukturadaptive Filterung zur Verfü-

gung. Daher können Bildstrukturen erhalten werden, während das Bildrauschen effektiv verringert wird. Des weiteren, da der Filtervorgang einen stark parallelen Aufbau aufweist, kann er unter Verwendung mehrerer synchronisierter Mikroprozessoren oder VLSI-Schaltungen durchgeführt werden, um die Geschwindigkeit der Verarbeitung weiter zu erhöhen. Als Ergebnis kann das Filter für eine schnelle Rauschunterdrückung bei MR und weiteren medizinischen Abbildungsanwendungen nützlich sein. Vorzugsweise wird auch ein nicht-symmetrisches Kantenschärfungsfilter vor dem Vorsehen eines endgültigen zusammengesetzten Filterausgangs für die Bildstruktur-Grenzlinienv Verstärkung verwendet.

Diese wie auch weitere Aufgaben und Vorteile der vorliegenden Erfindung sind vollständiger zu verstehen und zu würdigen anhand der folgenden, detaillierteren Beschreibung gegenwärtig bevorzugter Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung in Verbindung mit der beigelegten Zeichnung.

Es zeigt

Fig. 1 einen schematischen Überblick über ein MRI-System, das derart modifiziert ist, daß es Filtern gemäß einem Beispiel der vorliegenden Erfindung zur Verfügung stellt;

Fig. 2 veranschaulicht eine beispielhafte Ausrichtung von vier Hauptfilterrichtungen zur Verwendung mit LSI-Hochpaß- und Tiefpaßfiltern gemäß dem Beispiel von Fig. 1 der vorliegenden Erfindung;

Fig. 3 eine schematische Abbildung eines beispielhaften adaptiven Tiefpaß-Bildfilters zur Verwendung mit der vorliegenden Erfindung;

Fig. 4 eine schematische Abbildung eines nicht-symmetrischen Kantenschärfungsfilters zur Verwendung in der vorliegenden Erfindung;

Fig. 5 ein vereinfachtes Ablaufdiagramm einer geeigneten Computerprogramm-Subroutine, die in dem MRI-System von Fig. verwendet werden kann, um ein Ausführungsbeispiel des Filterns gemäß der vorliegenden Erfindung praktisch durchzuführen;

Fig. 6 ein Diagramm eines durchgeführten Ausführungsbeispiels der Erfindung;

Fig. 7 eine Photographie einer eingegebenen sagittalen Kopfabbildung, die mit einem herkömmlichen dreidimensionalen MRI-System hergestellt wurde;

Fig. 8A, 8B, 8C und 8C Photographien zur Veranschaulichung beispielhafter Unterbilder, die aus dem ausgerichteten Tiefpaß-LSI-Filtern der Kopfabbildung von Fig. 7 entlang der Richtungen 0°, 90°, 45° bzw. 135° resultieren;

Fig. 9 eine Photographie eines rauschgeglätteten Filterbildes, das als gewichtete Kombination der Unterbilder in Fig. 8A — 8D erzeugt wurde; und

Fig. 10A, 10B, 10C und 10D Photographien zur Veranschaulichung zweier Paare von ursprünglichen und gefilterten transaxialen Kopfabbildungen von einem zweidimensionalen MIR unter Verwendung von ersten Spinecho-MR-Bilddaten (Fig. 10A, 10B) und unter Verwendung von zweiten Spinecho-MR-Bilddaten (Fig. 10C, 10D).

Fig. 1 stellt ein typisches herkömmliches MRI-System dar, das so angepaßt wurde, daß es ein Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung praktisch durchführt. Ein Beispiel für solch ein System ist das MRI-System ACCESSTM von Toshiba. Es kann beispielsweise eine ziemlich große polarisierende NMR-Magnetstruktur 10 aufweisen, die ein im wesentlichen gleichförmig homogenes polarisierendes NMR-Magnetfeld B_0 innerhalb eines Patientenabbildungsvolumens 12 erzeugt. Ein geeigneter Schlitten 14 wird verwendet, um den gewünschten Abschnitt der Anatomie des Patienten 16 in das Bildvolumen 12 einzuführen. Die magnetischen NMR-Gradienten in B_0 können selektiv erzeugt werden durch elektromagnetische Gradientenspulen, NMR-HF-Mutationsimpulse können in das Gewebe des Patienten im Abbildungsvolumen übertragen werden, und NMR-HF-Reaktionen können von dem Gewebe des Patienten über geeignete HF-Spulenstrukturen empfangen werden, wie der Fachmann wissen wird. Eine bestimmte MIR-Datenerfassungssequenz von solchen magnetischen Gradientenimpulsen, HF-Mutationsimpulsen und NMR-HF-Reaktionen wird herkömmlicherweise erhalten mit einem MRI-Sequenzkontrollier 18, der die übliche Anordnungen von Gradiententreibern 20, HF-Senderschaltungen 22 und HF-Empfängerschaltungen 24 steuert, die alle auf geeignete Weise mit elektromagnetischen HF-Spulen innerhalb des MRI-System-Portalgerüsts verbunden sind. Die empfangenen NMR-HF-Reaktionen werden digitalisiert und an einen MRI-Bildprozessor 26 weitergeleitet, der typischerweise einen Matrizen-Rechner 28 und geeignete Computerprogramm-Speichermedien 30 (z. B. RAM in Silizium- oder magnetischen Medien) aufweist, in denen Programme gespeichert und selektiv angewendet sind, um die Verarbeitung erfaßter MR-Daten zu steuern, um digitalisierte Bildanzeigen auf dem Kathodenstrahlröhren-Terminal 32 zu erzeugen. Das Steuerterminal 32 kann auch geeignete Tastenschalter und dergleichen aufweisen, um eine Bedienersteuerung über den MRI-Sequenzkontrollier 18 und den dazwischengeschalteten unterstützenden MR-Bildprozessor 26 auszuüben.

In Verbindung mit dem üblichen MRI-Prozessor 26 wird einem Bediener typischerweise ein Auswahlmenü präsentiert. Bei dem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung wäre eine dem Bediener zur Verfügung stehende Wahl die "Verfeinerung" oder Filterung eines MR-Bildes. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel ist ein Standardsatz von Filterparametern für den allgemeinen Gebrauch vorgesehen. Falls gewünscht, können jedoch andere Sätze von Filterparametern gewählt werden (möglicherweise aus einer vorherbestimmten Anordnung von Sätzen von Filterparametern), um dem Bediener einige Filteralternativen zur Verfügung zu stellen, die im Falle einer besonderen Art von medizinischer Abbildung bessere Resultate zur Verfügung stellen können.

Um das Bild durch die Reduzierung von zufälligen Hochfrequenzrauschkomponenten in dem Bild zu verfeinern, sind Tiefpaßfilter nötig. Aber LSI (linear space invariant)-Tiefpaßfilter können wichtige Bildstrukturen, wie etwa in Querrichtung ausgerichtete Kanten und Linien, verschwimmen lassen und somit den Bildkontrast herabsetzen. Um dieses Problem zu überwinden, sind räumlich variante (d. h. strukturadaptive) Filter vonnöten. Im Idealfall sollten solche Filter ein starkes Tiefpaßfiltern nur entlang von (d. h. parallel zu) Kanten und Linien und in homogenen (d. h. nicht-strukturierten) Bereichen von Bildern durchführen. Bei dem Ausführungsbeispiel

wird ein schneller Rauschunterdrückungsvorgang durchgeführt durch die Verwendung einer Bank von vier ausgerichteten LSI-Tiefpaßfiltern. Insgesamt wird dennoch eine strukturadaptive Filterung im endgültigen Filterausgang verwirklicht durch die Bildung einer gewichteten Kombination der vier Unterbilder von dieser Filterbank.

Im Fall des ursprünglichen Bildes $x_0(n_1, n_2)$ von Fig. 2 werden vier Tiefpaßfilter verwendet, um vier tiefpaßgefilterte Unterbilder x_{1-4} entlang von vier Hauptrichtungen ($0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ$) zu erhalten:

Gleichungen (1)

$$\begin{aligned} x_{11}(n_1, n_2) &= f_{11}(x_0(n_1, n_2)) \\ x_{12}(n_1, n_2) &= f_{12}(x_0(n_1, n_2)) \\ x_{13}(n_1, n_2) &= f_{13}(x_0(n_1, n_2)) \\ x_{14}(n_1, n_2) &= f_{14}(x_0(n_1, n_2)) \end{aligned}$$

Die Funktion f_{1i} stellt eine Tiefpaßfilterfunktion dar, die entlang der i -ten Richtung durchgeführt werden soll, wenn der Index $i = 1, 2, 3$ oder $0, 45, 90$ bzw. 135 Grad entspricht. Diese Filter können als konventionelle LSI-Tiefpaßfilter verwirklicht werden. Jedes der vier Filter soll die gleiche Filter-"Stärke" haben (d. h. wie von der Anzahl von Bildpunkten definiert ist, die zur Glättung verwendet wird oder die von der Tiefpaßfilter-Bandbreite spezifiziert ist). Wenn beispielsweise vier nächste Nachbarbildpunkte um die Position (n_1, n_2) zusammen mit dem Bildpunkt an dieser Stelle zur Tiefpaßfilterung verwendet werden (d. h. insgesamt fünf Bildpunkte im Filterfenster verwendet werden), kann eine Gruppe von einfachen Tiefpaßfiltern im Bildpunkt domain durchgeführt werden, um vier entsprechende Unterbilder herzustellen:

Gleichungen (2)

$$x_{11}(n_1, n_2) = \sum_{i=-2}^{+2} \alpha_i x_0(n_1, n_2 + i) \quad x_{14}(n_1, n_2) = \sum_{i=-2}^{+2} \alpha_i x_0(n_1 + i, n_2 - i)$$

Die Einstellung der Werte für die Gewichtungsfaktoren α_i ändert die Charakteristiken dieser Filter. Für die Linearphase und Normalität der Filter werden die Gewichtungsfaktoren α_i eingeschränkt, so daß sie die folgenden Beziehungen aufweisen:

Gleichungen (3)

$$\alpha_{-i} = \alpha_i \quad \text{and} \quad \sum_{i=-2}^{+2} \alpha_i = 1$$

Solche Tiefpaßfilter können auch im Frequenzbereich unter Verwendung von Matrixprozessoren mit FFT (Fast Fourier Transform)-Unterprogrammen durchgeführt werden. In dem Fall können die Frequenzcharakteristiken durch direkte Spezifizierung von unterschiedlichen Frequenzgängen direkt im Frequenzbereich eingestellt werden.

Die Unterschiede dieser Unterbilder zum ursprünglichen Bild werden berechnet als:

Gleichungen (4)

$$\begin{aligned} d_1(n_1, n_2) &= x_0(n_1, n_2) - x_{11}(n_1, n_2) \\ d_2(n_1, n_2) &= x_0(n_1, n_2) - x_{12}(n_1, n_2) \\ d_3(n_1, n_2) &= x_0(n_1, n_2) - x_{13}(n_1, n_2) \\ d_4(n_1, n_2) &= x_0(n_1, n_2) - x_{14}(n_1, n_2) \end{aligned}$$

Die Absolutwerte dieser Bildunterschiede sind hierbei ausgedrückt als:

Gleichungen (5)

$$\bar{d}_3 = |d_3|, \bar{d}_4 = |d_4|$$

Das Argument (n_1, n_2) wurde in diesen Gleichungen weggelassen, um Raum zu sparen, und dies wird aus dem gleichen Grund auch in den folgenden Ausdrücken getan.

Bei Überlegung ergibt es sich, daß die Werte dieser Bildunterschiede von den Bildgewebestrukturen abhängen. Wenn Tiefpaßfiltern $f_{1i}(x_0(n_1, n_2))$ entlang von Kanten oder Linien durchgeführt wird, werden diese Bildstrukturen geglättet und im Ausgang $x_{1i}(n_1, n_2)$ gut erhalten, und daher zeigt der resultierende gefilterte Bildpunkt $x_{1i}(n_1, n_2)$ des Bildes nur einen geringen Unterschied zu dem entsprechenden Bildpunkt $x_0(n_1, n_2)$ des ursprünglichen Bildes. Ausgänge von solchen ausgerichteten Tiefpaßfiltern stellen daher eine gut geglättete Annäherung an das ursprüngliche Bild in diesen Bildbereichen zur Verfügung. Wenn jedoch Tiefpaßfilter über Kanten oder Linien hinweg durchgeführt wird, dann werden diese Strukturen ernsthaft verzerrt, und daher zeigt

der resultierende Bildpunktwert $x_i(n_1, n_2)$ des Bildes einen relativ großen Unterschied zu dem Bildpunktwert $x_0(n_1, n_2)$ des ursprünglichen Bildes. Die Werte dieser Unterschiede hängen auch von der "Stärke" (d. h. der Bandbreite) des Tiefpaßfilters ab. Stärkeres Tiefpaßfilter (d. h. engere Bandbreite, größere Anzahl von Bildpunkten in einem durchschnittlichen Fenster) resultiert in stärker geglätteten Bildern und damit in größeren Unterschiedswerten. Da diese Bildunterschiede Informationen über Strukturen im ursprünglichen Bild (d. h. Informationen über Ähnlichkeiten der Unterbilder mit dem ursprünglichen Bild) zur Verfügung stellen, kann man eine geglättete Annäherung des ursprünglichen Bildes aus diesen vier Unterbildern synthetisieren, gesteuert durch die Bildunterschiede und eingeschränkt durch einen erwünschten Glättegrad des gefilterten Ausgangs in homogenen Bildbereichen. Die Glätte eines gefilterten Bildes eines bekannten homogenen Phantoms kann beispielsweise bewertet werden durch die Messung von Standardabweichungen (SD, standard deviations) des Bildes in diesen bekannten homogenen Bildbereichen. Dieser geforderte Glättegrad bestimmt dann die erforderliche minimale Filterstärke (d. h. die maximale Bandbreite) des Tiefpaßfilters.

Ein strukturadaptiver tiefpaßverarbeiteter Bildausgang $x_{10}(n_1, n_2)$ kann nun synthetisiert werden als gewichtete Kombination der oben diskutierten vier Unterbilder:

Gleichung (6)

$$x_{10} = w_{11} \cdot x_{11} + w_{12} \cdot x_{12} + w_{13} \cdot x_{13} + w_{14} \cdot x_{14}$$

wobei $w_{11}, w_{12}, w_{13}, w_{14}$ ($0 \leq w_{1i} \leq 1$) Gewichtungparameter sind, die jeweils den vier tiefpaßgefilterten Unterbildern zugeordnet sind, und können als Funktionen $g_i(d_1, d_2, d_3, d_4)$ der Bildunterschiede bestimmt werden. Um die gleichen Durchschnittswerte des tiefpaßgefilterten Bildes $x_{12}(n_1, n_2)$ und des ursprünglichen Bildes $x_0(n_1, n_2)$ zu behalten, sollten diese Parameter das folgende Verhältnis aufweisen:

Gleichung (7)

$$w_{11}(n_1, n_2) + w_{12}(n_1, n_2) + w_{13}(n_1, n_2) + w_{14}(n_1, n_2) = 1, \text{ for all } (n_1, n_2)$$

Nach der voranstehenden Diskussion über das Verhältnis von Bildstrukturen und Bildunterschieden sollte ein Unterbild mit einem geringeren Unterschied zu dem ursprünglichen Bild, um erwünschte Bildstrukturen zu erhalten, einen relativ größeren Beitrag zu dem endgültigen synthetisierten Bild leisten. Daher sollten die Gewichtungparameter $w_{1i}(n_1, n_2)$ monotone Verringerungsfunktionen des entsprechenden Bildunterschiedes $d_i(n_1, n_2)$ sein. Eine Form davon ist

$$w_{1i} = \frac{s_i}{d_i^k},$$

wobei s_i ein Skalierfaktor ist, der gewählt wurde, um die Gleichung (7) zu erfüllen, und wo das hochgesetzte k einen exponentiellen Parameter für das Filter darstellt. Für eine einfache Berechnung von d_i^k kann der Parameter k als positive ganze Zahl gewählt werden. In Anbetracht der Einschränkung der Gleichung (7) können die Gewichtungparameter aus den Bildunterschieden bestimmt werden als

Gleichung (8)

$$w_{1i} = g_i(d_1, d_2, d_3, d_4) = \frac{\frac{1}{d_i^k}}{\frac{1}{d_1^k} + \frac{1}{d_2^k} + \frac{1}{d_3^k} + \frac{1}{d_4^k}}, \text{ for } i = 1, 2, 3, 4$$

Daher haben diese Gewichtungparameter die folgenden Beziehungen

Gleichungen (9)

$$w_{11} \propto \frac{1}{d_1^k}$$

$$w_{12} \propto \frac{1}{d_2^k}$$

$$w_{13} \propto \frac{1}{d_3^k}$$

$$w_{14} \propto \frac{1}{d_4^k}$$

Durch Einsetzen der Gleichung (8) in die Gleichung (6) kann das synthetisierte strukturadaptive tiefpaßgefilterte Bild eindeutig ausgedrückt werden als

Gleichung (10)

$$x_{10} = \frac{\frac{1}{d_1^k} x_{11} + \frac{1}{d_2^k} x_{12} + \frac{1}{d_3^k} x_{13} + \frac{1}{d_4^k} x_{14}}{\frac{1}{d_1^k} + \frac{1}{d_2^k} + \frac{1}{d_3^k} + \frac{1}{d_4^k}}$$

Das Filter bewirkt daher eine reduzierte oder minimale Modifikation an den Daten des ursprünglichen Bildes (und erhält somit die Bildstrukturen) durch die "Auswahl" gewichteter Daten aus den Ausgängen von vier ausgerichteten Tiefpaßfiltern, während es ein gewisses, vorherbestimmtes Filterungs(Glättungs-)niveau in homogenen Bildbereichen beibehält. Wenn beispielsweise der Bildpunkt $x_0(n_1, n_2)$ auf einer Kante oder einer Linie entlang der 0° -Richtung ist, dann hat der Ausgang $x_{11}(n_1, n_2)$ aus dem ersten Filter $f_{11}(n_1, n_2)$ an der Position (n_1, n_2) einen viel kleineren Unterschied zu $x_0(n_1, n_2)$ als die Ausgänge aus den drei anderen Filtern. Das heißt, $d_1 < d_i$ für $i = 2, 3, 4$. Aus der Gleichung (10) ergibt sich an dieser Position $x_{10}(n_1, n_2) \approx x_{11}(n_1, n_2)$. Gleichzeitig, wenn der Bildpunkt $x_0(n_1, n_2)$ in einem homogenen Bildbereich ist, dann $d_1 \approx d_2 \approx d_3 \approx d_4$, und aus der Gleichung (10) ist der endgültige Ausgang x_{10} ungefähr $\frac{1}{4}(x_{11} + x_{12} + x_{13} + x_{14})$ oder der Durchschnitt der Ausgänge von allen vier Tiefpaßfiltern. Somit, obwohl jedes Tiefpaßfilter für sich nicht adaptiv und jedes ausgegebene Unterbild daher entlang seiner jeweiligen Richtungen stark geglättet ist, ist das Gesamtfilter adaptiv an Bildstrukturen, und das synthetisierte Bild ist nur stark geglättet in homogenen Bereichen und entlang von Kanten und Linien der Bildstrukturen. Daher kann das Filter Rauschen effektiv unterdrücken, während es jedoch auch wichtige Bildstrukturen erhält. Die Filterleistung kann eingestellt werden durch die Parameter α_i des Tiefpaßfilters f_{1i} und k des Gewichtungsfaktors w_{1i} . Ein größerer Parameter k macht den Filtervorgang empfindlicher für Bildunterschiede und damit empfindlicher für Bildstrukturen. Stärkeres Tiefpaßfiltern (d. h. eine solche Wahl von α_i , daß er mehr Bildpunkte zusammen mittelt) in jeder Richtung stellt glattere endgültige Bilder zur Verfügung.

Die Form des beispielhaften Filters ist sehr ähnlich zu derjenigen eines Berechners für die größte Wahrscheinlichkeit eines Wertes x aus den vier Messungen x_{1i} für $i = 1, 2, 3, 4$, wenn x_i jeweils Normal verteilt mit dem Mittelwert und den Standardabweichungen d_i sind (z. B. siehe L.L. Scharf, Statistical Signal Processing: Detection, Estimation, and Time Series Analysis, Addison-Wesley Publishing Co., 1990). Es ist auch interessant, die Ähnlichkeit des Bildfiltervorgangs mit Bildinterpolation festzustellen. Man nehme das ursprüngliche Bild $x(n_1, n_2)$ und die vier Unterbilder $x_{1i}(n_1, n_2)$ als fünf Punkte in einem Bildraum an. Die Distanzen vom Punkt des ursprünglichen Bildes zu den vier Unterbildpunkten sind d_1, d_2, d_3 bzw. d_4 . Aus der Gleichung (10) ergibt sich, wenn $k = 1$ ist, das endgültige tiefpaßgefilterte Bild als:

Gleichung (11)

$$x_{10} = \frac{\frac{1}{d_1} x_{11} + \frac{1}{d_2} x_{12} + \frac{1}{d_3} x_{13} + \frac{1}{d_4} x_{14}}{\frac{1}{d_1} + \frac{1}{d_2} + \frac{1}{d_3} + \frac{1}{d_4}}$$

Wie zu sehen ist, ist es in diesem Fall eine lineare Interpolation von vier Unterbildern $x_{1i}(n_1, n_2)$, $i = 1, 2, 3, 4$. Dies ist die glatteste Annäherung an das ursprüngliche Bild aus dem Filtervorgang. Wenn hingegen $k \rightarrow +\infty$:

Gleichung (12)

$$x_{10}(n_1, n_2) = x_{1i}(n_1, n_2), \text{ if } d_i(n_1, n_2) < d_j(n_1, n_2)$$

In diesem Fall ist das tiefpaßgefilterte Bild bestimmt durch einen Interpolationsvorgang des nächsten Nachbarn und das Filtern nähert sich einem binären Selektionsvorgang aus Ausgängen der Filterbank an. Es soll angemerkt sein, daß das Filter nun ein direktes Durchschnittbildungsfilter (wie beispielsweise in A.K. Jain, Fundamentals of Digital Image Processing, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ 07632, 1989 diskutiert ist) für vier Richtungen wird. Obwohl das durch die Gleichung (12) definierte Filter einen minimalen Bildunterschied ergibt, indem es nur eines der vier Unterbilder wählt, ist die resultierende Glättung oft nicht adäquat in nicht-texturierten Bildbereichen. Da nur ein Filterausgang mit dem Minimum \bar{d}_i für dieses Tiefpaßfiltern verwendet wird, werden nur fünf (anstatt siebzehn) Bildpunkte verwendet, um die Rauschglättung durchzuführen (sogar in homogenen Bildbereichen). Eine Erhöhung der in der Filtergleichung (12) verwendeten Anzahl von Bildpunkten, um die gleiche Filterstärke wie die von der Gleichung (10) zu erzielen, in nicht-texturierten Bildbereichen, beeinträchtigt die Empfindlichkeit des Filters für Bildstrukturen. Somit stellt die Filterstruktur der Gleichung (10) eine Lösung des Rauschunterdrückungsproblems mit besserer Erhaltung von Kanten zur Verfügung als das durch die Gleichung (12) definierte Filter.

Ein Beispiel für dieses neue Filterschema ist bildlich in Fig. 2 dargestellt, wo $x_{ij} = w_{ij} \cdot x_{ij}$ der gewichtete Ausgang von jedem Tiefpaßfilterkanal ist. Da jeder Tiefpaßfilter linear space invariant ist, wird die gleiche Operation an vielen Anordnungen von Daten durchgeführt. Die Operationen zur Bildunterschiedberechnung, Gewichtungparameterbestimmung und endgültige Bildsynthesen sind auch globaler Natur. Daher können Matrizen-Rechner für eine effiziente Durchführung dieses Filters verwendet werden. Es zeigt sich, daß dieses Filter eine regelmäßige Berechnungsstruktur besitzt und somit für VLSI-Hardwaredurchführungen geeignet ist. Das Filter besitzt auch hochgradigen Parallelismus und ist daher in einer Umgebung mit mehrfachen Mikroprozessoren leicht durchzuführen.

Wenn Bilder für den menschlichen Betrachter verarbeitet werden, ist es oft wünschenswert, Bildkanten für ästhetisch ansprechendere Ansichten zu schärfen. Der am gewöhnlichsten verwendete Ansatz wird als "Unschärfe"-maskierung bezeichnet. Es wird durchgeführt, indem ein Bild durch einen Hochpaßfilter geführt wird und dann ein Bruchteil seines Ausgangs zu dem ursprünglichen Bild wird. Obwohl dieser herkömmliche Ansatz in vielen Fällen ziemlich gute Resultate ergibt, wird auch unerwünschtes neues Bildrauschen miterzeugt, besonders wenn das ausgegebene Bild einen niedrigen Rauschabstand (SNR) hat. Ein weiteres Problem mit diesem Ansatz ist es, daß Überspringen von hellen Bildkanten hergestellt werden können, wenn eine relativ starke Schärfung angewendet wird.

Ein nicht-symmetrisches Kantenschärfungsverfahren ist daher für die Verwendung mit der vorliegenden Erfindung bevorzugt, um diesem Problem entgegenzuwirken. Das Schärfungsfilter ist vorzugsweise nicht-symmetrisch im Hinblick auf die räumliche Richtung als auch auf das Vorzeichen des Verstärkungssignals. Ein Beispiel für ein solches Kantenschärfungsschema ist in Fig. 4 abgebildet. Die Bilddaten $x_{10}(n_1, n_2)$ vom adaptiven Tiefpaßfilter von Fig. 3 werden hochpaßgefiltert entlang vier Richtungen (die die gleichen sein können wie die im Tiefpaßfiltervorgang des Standes der Technik von Fig. 3, der im wesentlichen unabhängig ist), um weitere Unterbilddausgänge $x_{h1}(n_1, n_2)$, $x_{h2}(n_1, n_2)$, $x_{h3}(n_1, n_2)$ und $x_{h4}(n_1, n_2)$ zu erhalten. Das heißt:

Gleichungen (13)

$$\begin{aligned} x_{h1}(n_1, n_2) &= f_{h1}(x_{10}(n_1, n_2)) \\ x_{h2}(n_1, n_2) &= f_{h2}(x_{10}(n_1, n_2)) \\ x_{h3}(n_1, n_2) &= f_{h3}(x_{10}(n_1, n_2)) \\ x_{h4}(n_1, n_2) &= f_{h4}(x_{10}(n_1, n_2)) \end{aligned}$$

wo f_{h1} , f_{h2} , f_{h3} und f_{h4} LSI-Hochpaßfilter sind, die entlang der Hauptrichtungen von 0, 45, 90 bzw. 135 Grad durchgeführt werden. Ähnlich zu dem Fall des Tiefpaßfilters können diese Filter unter Verwendung von Matrixprozessoren direkt im Bildbereich oder im Frequenzbereich durchgeführt werden. Dann erhält man die gewichtete Summierung der resultierenden vier Hochpaß-Unterbilder als

Gleichung (14)

$$x_{h0} = w_{h1} \cdot x_{h1} + w_{h2} \cdot x_{h2} + w_{h3} \cdot x_{h3} + w_{h4} \cdot x_{h4}$$

Die Gewichtungparameter w_{hi} werden als Funktionen von Ausgängen dieser Hochpaßfilter bestimmt und so eingeschränkt, daß ihr Verhältnis ist:

Gleichung (15)

$$w_{h1}(n_1, n_2) + w_{h2}(n_1, n_2) + w_{h3}(n_1, n_2) + w_{h4}(n_1, n_2) = 1, \text{ for all } (n_1, n_2)$$

Um Komponenten mit hohen Amplituden aus der kantenüberquerenden Richtung (anders als im Fall des Tiefpaßfilters) zu verstärken, sollten diese Gewichtungparameter einige monoton ansteigende Funktionen der Amplituden der entsprechenden Unterbilder sein. Eine einfache Form kann $w_{hi} = s_h \cdot |x_{hi}|^j$ sein, wo s_h ein Skalierfaktor ist, der so gewählt ist, daß er die Einschränkung von Gleichung (15) erfüllt, und das hochgestellte j bezeichnet einen exponentiellen Parameter des Hochpaßfilters. Der Parameter j kann wiederum für einfache Berechnungen eine positive ganze Zahl sein. Unter Verwendung dieser Funktion und unter Rücksichtnahme auf Gleichung (15) können die Gewichtungparameter bestimmt werden durch

Gleichung (16)

$$w_i = g_i(x_{i1}, x_{i2}, x_{i3}, x_{i4}) = \frac{|x_{ij}|^j}{|x_{i1}|^j + |x_{i2}|^j + |x_{i3}|^j + |x_{i4}|^j}, \text{ for } i = 1, 2, 3, 4$$

wobei der exponentielle Parameter j verwendet werden kann, um die Leistung des Filters einzustellen. Unter Verwendung der Gleichung (16) und der Gleichung (14) lassen sich die kombinierten Daten des hochpaßgefilterten Bildes eindeutig ausdrücken als:

Gleichung (17)

$$x_{i0} = \frac{|x_{i1}|^j \cdot x_{i1} + |x_{i2}|^j \cdot x_{i2} + |x_{i3}|^j \cdot x_{i3} + |x_{i4}|^j \cdot x_{i4}}{|x_{i1}|^j + |x_{i2}|^j + |x_{i3}|^j + |x_{i4}|^j}$$

Der Ausgang $w_{hi} \cdot x_{hi}$ von jedem Filterkanal ist durch \hat{x}_{hi} in Fig. 4 dargestellt.

Das Filter verstärkt selektiv Komponenten mit hoher Amplitude und hoher Frequenz von den Hochpaßfiltern in Richtungen, die über Bildstrukturkanten hinweg (d. h. in Querrichtung dazu) ausgerichtet sind. Filterausgänge mit höheren Amplituden stellen größere Beiträge zum endgültigen Verstärkungssignal zur Verfügung, und ein größerer Parameter j macht diesen Auswahlvorgang empfindlicher für Amplituden der Hochpaßfilterausgänge in verschiedenen Richtungen. Unter Verwendung dieses Gewichtungsvorgangs können Bildkanten nicht-symmetrisch in vier Richtungen verstärkt werden, ohne die vorhergehenden Tiefpaßfiltervorgänge entlang von Kanten sehr im Offset zu stören. Als besonderer Fall, wenn $j \rightarrow +\infty$ ist, wird nur ein Ausgang von dem Filter mit der höchsten Amplitude effektiv für die Kantenverstärkung ausgewählt als

Gleichung (18)

$$x_{h0}(n_1, n_2) = x_{hm}(n_1, n_2), \text{ if } |x_{hm}(n_1, n_2)| > |x_{hn}(n_1, n_2)|$$

Es wurde auch festgestellt, daß die Unterschiedskomponenten d_i aus der Gleichung (4) anstelle von x_{hi} in den Gleichungen (16) und (17) verwendet werden können, um die Gewichtsparameter und den endgültigen Hochpaßausgang zu bestimmen. Dann ist das hochpaßgefilterte Bild für die Kantenverstärkung:

Gleichung (19)

$$x_{i0} = \frac{|d_1|^j \cdot d_1 + |d_2|^j \cdot d_2 + |d_3|^j \cdot d_3 + |d_4|^j \cdot d_4}{|d_1|^j + |d_2|^j + |d_3|^j + |d_4|^j}$$

Somit ist in diesem Fall viel von der für das Hochpaßfiltern erforderlichen Berechnung eliminiert. Es ist jedoch anzumerken, daß nun das Hochpaßbild x_{h0} nicht unabhängig eingestellt werden kann, da d_i durch die Parameterspezifikationen des Tiefpaßfilters bestimmt sind.

Um die Grenzlinien zwischen unterschiedlichen Bildstrukturen zu verstärken und Überspringen von hellen Bildkanten in MRI zu verhindern, könnte der Ausgang $x_{h0}(n_1, n_2)$ von dem obigen richtungsselektiven Hochpaßfilter weiter verarbeitet werden mit einer einfachen SNS (sign non-symmetrical)-Funktion, die definiert ist als:

(Gleichung 20)

$$\hat{x}_{h0}(n_1, n_2) = x_{h0}(n_1, n_2) - w_n \cdot |x_{h0}(n_1, n_2)|$$

wobei w_n ein SNS-Gewichtsparameter ist. In einem solchen Fall variieren die SNS-verarbeiteten Hochfrequenzkomponenten $\hat{x}_{h0}(n_1, n_2)$ mit den Vorzeichen von $x_{h0}(n_1, n_2)$. Wenn der Parameter w_n im Bereich von $0 \leq w_n \leq 1$ gewählt ist, dann:

Gleichung (21)

$$\hat{x}_{h0}(n_1, n_2) - w_n \cdot |x_{h0}(n_1, n_2)| = \begin{cases} (1 - w_n) \cdot x_{h0}(n_1, n_2) & \text{if } x_{h0}(n_1, n_2) \geq 0 \\ (1 + w_n) \cdot x_{h0}(n_1, n_2) & \text{if } x_{h0}(n_1, n_2) < 0 \end{cases}$$

Daher kann durch die Wahl von w_n eine stärkere Kantenverstärkung unter Verwendung eines nicht-symme-

trischen Hochpaßsignals durchgeführt werden, und deutlichere Strukturgrenzlinien können erhalten werden, ohne helle Kanten Überspringen einzuführen. Schließlich kann ein Bruchteil dieser SNS-verarbeiteten Frequenzkomponenten x_{h0} zu dem tiefpaßverarbeiteten Bild $x_{h0}(n_1, 2)$ addiert werden, um das endgültige rauschgeglättete und kantenverstärkte Bild $\hat{x}_{h0}(n_1, 2)$ zu erhalten:

Gleichung (22)

$$y_0(n_1, n_2) = x_{l0}(n_1, n_2) + w_c \cdot \hat{x}_{h0}(n_1, n_2)$$

wobei w_c der Kantenverstärkungs-Gewichtungsfaktor ist. Aus Fig. 4 ist zu sehen, daß dieses Schärfungsschema auch eine hohe Regelmäßigkeit und einen hohen Parallelismus besitzt und daher auch für VLSI- oder Multi-Processorendurchführung geeignet ist.

Ein Ablaufdiagramm für eine sequentiell durchgeführte Computerprogrammdurchführung des Ausführungsbeispiels der vorliegenden Erfindung in einem MRI-System ist in Fig. 5 abgebildet. Angenommen, daß die Menüoption "Verfeinerung" gewählt wurde, dann erfolgt der Einstieg in diese Subroutine bei 500. Auf das vorhandene (z. B. herkömmliche MR-)Bild wird zugegriffen bei der Subroutine bei 502, und die tiefpaßgefilterten Unterbilder in vier Hauptrichtungen werden berechnet bei 504. Danach werden die Unterschiede der Unterbilder im Hinblick auf das ursprüngliche Filtereingangsbild erzeugt bei 506. Sowohl die Bandbreite des Tiefpaßfilters in Schritt 504 wie auch die bei 508 erzeugten Gewichtungsmuster werden selbstverständlich durch den ausgewählten Satz von Filterparametern (d. h. entweder den für allgemeine Zwecke ausgewählten Standardsatz oder einen der neu definierten Sätze von verfügbaren Parametern, die vom Bediener als Teil des Auswahlmenüs gewählt werden können) bestimmt. Das adaptiv tiefpaßgefilterte Bild wird dann bei 510 synthetisiert. Danach werden die hochpaßgefilterten Unterbilder in vier Hauptrichtungen bei 512 erzeugt, geeignete Gewichtungsmuster werden bei 514 erzeugt (wiederum in Abhängigkeit von dem für die Verwendung ausgewählten Satz von Filterparametern). Das adaptiv hochpaßgefilterte Bild wird dann bei 516 erzeugt und mit dem adaptiv tiefpaßgefilterten Bild bei 518 kombiniert, um das endgültige rauschunterdrückte und strukturverstärkte Filterausgangsbild zur Verfügung zu stellen. Danach wird die Subroutine bei 520 verlassen, um zu der MR-Hauptbildverarbeitung zurückzukehren und die Programm- und Menüwahlmöglichkeiten anzuzeigen.

Eine gegenwärtig bevorzugte Ausführung der vorliegenden Erfindung wurde auf einem μ -Vax/VMS mit einem Worrier-Matrixprozessor in einem ACCESSTM-MRI-System der Fa. Toshiba durchgeführt. Die Filterprogrammierung ist für zweidimensionale Bilder geschrieben und kann für dreidimensionale Bilder erzeugt werden. Ein Diagramm dieses Filters ist in Fig. 6 gezeigt.

Alle der in dem durchgeführten Filter verwendeten Bildmuster haben die gleiche Größe. Sie haben N Spalten und M Reihen. In den meisten Fällen sind $N = M = 256$. Bildmuster sind durch fettgedruckte Großbuchstaben (wie U) bezeichnet, die diesen besonderen Filter im nachfolgenden beschreiben.

Der Bildpunkt des Bildes U an der Stelle der i-ten Spalte und j-ten Reihe wird bezeichnet durch $U(i, j)$, wobei $1 \leq i \leq N$ und $1 \leq j \leq M$.

Bei dem durchgeführten Filter werden die Bilder manchmal gefiltert durch eindimensionale Konvolution bzw. Faltung entlang der vier insbesondere gewählten Richtungen. Diese vier Richtungen sind die horizontale Richtung, die vertikale Richtung, die Hauptdiagonalrichtung und die Nebendiagonalrichtung. Die Filter und die gefilterten Bildmuster entlang dieser Richtungen sind bezeichnet durch die tiefgestellten Buchstaben h, v, d bzw. s. Beispielsweise bei einem Kern mit einer Länge 5, etwa

$$\left\{ \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{1.0}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)} \right\}$$

bei dem ω eine reelle Zahl ist, ist die eindimensionale Faltung an einem Bild U entlang der horizontalen Richtung definiert durch

$$U_h(i, j) = \frac{1.0}{(1.0 + 4 \times \omega)} (\omega U(i-2, j) + \omega U(i-1, j) + U(i, j) + \omega U(i+1, j) + \omega U(i+2, j))$$

für jedes i, j, und ist bezeichnet durch

$$U_h = \text{Conv}_h(U)$$

Auch ist zur Vervollständigung die eindimensionale Faltung an einem Bild U entlang der vertikalen Richtung die Hauptdiagonalrichtung und die Nebendiagonalrichtung mit dem vorgegebenen Kern definiert durch

$$U_v(i,j) = \frac{1.0}{(1.0 + 4 \times \omega)} (\omega U(i,j-2) + U(i,j-1) + U(i,j) + \omega U(i,j+1) + \omega U(i,j+2))$$

$$U_d(i,j) = \frac{1.0}{(1.0 + 4 \times \omega)} (\omega U(i-2,j-2) + \omega U(i-1,j-1) + U(i,j) + \omega U(i+1,j+1) + \omega U(i+2,j+2))$$

$$U_s(i,j) = \frac{1.0}{(1.0 + 4 \times \omega)} (\omega U(i+2,j-2) + \omega U(i+1,j-1) + U(i,j) + \omega U(i-1,j+1) + \omega U(i-2,j+2))$$

für jedes i, j und ist jeweils bezeichnet durch

$$U_v = \text{Conv}_v(U), U_d = \text{Conv}_d(U), U_s = \text{Conv}_s(U)$$

Bei der gegenwärtigen Durchführung gibt es acht Filterniveaus. Das Filterniveau k kann aus einem Rekonstruktionsmenü gewählt sein. Refine letter: L = P, Q, R, S, T, U, V, W entspricht dem Filterniveau: $l = 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7$ bzw. 8. Ein Beispiel für dieses durchgeführte adaptive Filter ist im nachfolgenden für ein zweidimensionales Bild A mit dem Format N mal M und das Filterniveau l beschrieben.

Zuerst werden die vier absoluten lokalen Unterschiedsmuster durch Bewirken einer eindimensionalen Faltung entlang der vier unterschiedlichen Richtungen berechnet, gefolgt vom Erzeugen eines absoluten Wertes für jeden Bildpunkt:

$$D_h = \text{Abs/Conv}_h(A)$$

$$D_v = \text{Abs/Conv}_v(A)$$

$$D_d = \text{Abs/Conv}_d(A)$$

$$D_s = \text{Abs/Conv}_s(A)$$

Der Faltungskern ist der gleiche für jede Richtung. Er ist:

$$\left\{ \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{1.0}{(1.0 + 4 \times \omega)}, -1.0, \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)} \right\}$$

mit $\omega = 0.5$. Der Abs-Operator ist definiert durch:

$$V = \text{Abs}(U); \text{ mit } V(i,j) = |U(i,j)| \text{ für jedes } i, j.$$

Anschließend wird ein Schwellenwert r berechnet als definiert durch

$$r = \frac{1.0}{4NM} \times \sum_{1 \leq i \leq N, 1 \leq j \leq M} (D_h(i,j) + D_v(i,j) + D_d(i,j) + D_s(i,j))$$

d. h. r ist der Durchschnittswert der vier absoluten Unterschiedsmuster.

Drittens werden die Unterschiedsmuster eingestellt durch:

$$D'_h = \text{Max}(D_h, \sigma);$$

$$D'_v = \text{Max}(D_v, \sigma);$$

$$D'_d = \text{Max}(D_d, \sigma);$$

$$D'_s = \text{Max}(D_s, \sigma);$$

mit

$$\sigma = 0, 11r,$$

wobei l das Filterniveau und r die oben berechnete Schwelle ist.

Der Max-Operator ist definiert durch:

$$V = \text{Max}(U, \sigma); \text{ mit } V(i,j) = \max(U(i,j), \sigma) \text{ für jedes } i, j.$$

Viertens werden die eingestellten Unterschiedsmuster geglättet durch standardmäßige zweidimensionale 3×3 -Faltung:

$$D''_h = \text{Conv}(D'_h);$$

$$\begin{aligned} D''_v &= \text{Conv}(D'_v); \\ D''_d &= \text{Conv}(D'_d); \\ D''_s &= \text{Conv}(D'_s); \end{aligned}$$

5 wobei der Faltungskern in jeder Richtung

$$\left\{ \frac{\omega}{(1.0 + 2 \times \omega)}, \frac{1.0}{(1.0 + 2 \times \omega)}, \frac{\omega}{(1.0 + 2 \times \omega)} \right\}$$

und $\omega = 0,25$ ist.

(Anmerkung: der vierte Schritt kann weggelassen werden. In diesem Fall ist $D''_h = D'_h$, $D''_v = D'_v$, $D''_d = D'_d$, $D''_s = D'_s$).

15 Fünftens wird ein nicht gerichtetes, gewichtetes hochpaßgefiltertes Bild A'' erhalten durch die folgenden Schritte:

a) ein hochpaßgefiltertes Bild A' wird erhalten durch Anwendung einer standardmäßigen zweidimensionalen 5×5 -Faltung an dem gegebenen Bild A :

$$A' = \text{Conv}(A),$$

wobei der Faltungskern in jeder Richtung

$$\left\{ \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{1.0}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)} \right\}$$

30 und $\omega = -0,125 \times 2/7 = -0,0357$ ist.

b) ein Gewichtungsmuster W wird berechnet durch

$$\begin{aligned} W(i,j) &= 1,0 \text{ falls } D_m(i,j) \leq 0,9r, \\ &= (l_r - D_m(i,j)) \times (l_r - 0,9r) \text{ falls } 0,9r < D_m(i,j) < l_r, \\ &= 0,0 \text{ falls } l_r \leq D_m(i,j) \end{aligned}$$

mit

$$40 \quad D_m(i,j) = \max(D_h(i,j), D_v(i,j), D_d(i,j), D_s(i,j)) \text{ for each } i \text{ and } j.$$

c) A'' ist der gewichtete Durchschnitt von A und A' unter Verwendung des Gewichtungsmusters W , d. h.

$$A''(i,j) = A(i,j) + W(i,j) [A(i,j) - A'(i,j)] \text{ für jedes } i, j.$$

45 (Anmerkung: der fünfte Schritt kann weggelassen werden. In diesem Fall ist $A''(i,j) = A(i,j)$).

Sechstens werden vier geglättete Bilder aus A'' erhalten durch Anwendung einer eindimensionalen Faltung entlang der horizontalen, der vertikalen, der hauptdiagonalen bzw. der nebendiagonalen Richtung:

$$\begin{aligned} A''_h &= \text{Conv}_h(A'') \\ 50 \quad A''_v &= \text{Conv}_v(A'') \\ A''_d &= \text{Conv}_d(A'') \\ A''_s &= \text{Conv}_s(A'') \end{aligned}$$

Der Faltungskern ist der gleiche für jede Richtung. Er ist

$$\left\{ \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{1.0}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)}, \frac{\omega}{(1.0 + 4 \times \omega)} \right\}$$

60 mit

$$\omega = 0,2 + 0,1 l.$$

65 Siebtens werden vier Gewichtungsmuster

$W''_h, W''_v, W''_d, W''_s$ berechnet durch

$$W_h(i,j) = \frac{W_h(i,j)^{-k}}{W_h(i,j)^{-k} + W_v(i,j)^{-k} + W_d(i,j)^{-k} + W_s(i,j)^{-k}}$$

$$W_v(i,j) = \frac{W_v(i,j)^{-k}}{W_h(i,j)^{-k} + W_v(i,j)^{-k} + W_d(i,j)^{-k} + W_s(i,j)^{-k}}$$

$$W_d(i,j) = \frac{W_d(i,j)^{-k}}{W_h(i,j)^{-k} + W_v(i,j)^{-k} + W_d(i,j)^{-k} + W_s(i,j)^{-k}}$$

$$W_s(i,j) = \frac{W_s(i,j)^{-k}}{W_h(i,j)^{-k} + W_v(i,j)^{-k} + W_d(i,j)^{-k} + W_s(i,j)^{-k}}$$

Achtens wird ein in vier Richtungen gewichtetes Glättungsbild B als der endgültige Ausgang berechnet:

$$B(i,j) = W_h(i,j) \times A''_h(i,j) + W_v(i,j) \times A''_v(i,j) + W_d(i,j) \times A''_d(i,j) + W_s(i,j) \times A''_s(i,j)$$

für jedes i, j.

(Anmerkung: das Ausgangsbild B kann von einem anderen vierfach gerichteten adaptiven Hochpaßfilter als dem oben beschriebenen verarbeitet werden).

Einige der in dem gegenwärtig durchgeführten Filter verwendeten Parameter sind:

Schritt 1: 1-d-Faltung mit Kern der Länge 5:

{1/6, 1/6, -4/6, 1/6, 1/6};

Schritt 2: keine

Schritt 3: $\sigma = 0,1lr$; für $l = 1, \dots, 8$;

Schritt 4: 2-d-Faltung mit Kern der Länge 3 in jeder Richtung:

{1/6, 4/6, 1/6}

Schritt 5:

a) 2-d-Faltung mit Kern der Länge 5 in jeder Richtung:

{-0,0416; -0,0416; 1,1666; -0,0416; -0,0416};

b) weiche Schwellenfunktion mit unterem cut off Seitenwert: 0,9r und oberem cut off Seitenwert: lr (d. h. ein Wert von 1 bis hinauf zu 0,9l und dann ein linearer roll off bis Null bei lr).

c) keine;

Schritt 6: 1-d-Faltung mit Kern der Länge 5;

{0,1364; 0,1364; 0,4545; 0,1364; 0,1364} für $l = 1$;

{0,1538; 0,1538; 0,3846; 0,1538; 0,1538} für $l = 2$;

{0,1667; 0,1667; 0,3333; 0,1667; 0,1667} für $l = 3$;

{0,1765; 0,1765; 0,2941; 0,1765; 0,1765} für $l = 4$;

{0,1842; 0,1842; 0,2632; 0,1842; 0,1842} für $l = 5$;

{0,1905; 0,1905; 0,2381; 0,1905; 0,1905} für $l = 6$;

{0,1957; 0,1957; 0,2174; 0,1957; 0,1957} für $l = 7$;

{0,2000; 0,2000; 0,2000; 0,2000; 0,2000} für $l = 8$;

Schritt 7: $k = 4$ für Gleichung (8);

Schritt 8: keine.

MR-Bilder können verwendet werden, um die Leistung der vorgeschlagenen Rauschglättung, Strukturbewahrung und Filter mit hoher Verarbeitungsgeschwindigkeit zu bewerten. Beispielsweise wurden die Bilder der Fig. 7-10D erhalten mit einem im Handel erhältlichen Dauermagnet-Imager (ACCESS™ Toshiba-America MRI Inc.) mit geringer Feldstärke (640 G). Alle Bilder in den Experimenten haben die gleiche Bildsignal-Datenanordnungsstruktur $\hat{A} \in \{(n_1, n_2) : 1 \leq n_1 \leq 256, 1 \leq n_2 \leq 256\}$.

Aus den Gleichungen (8) und (16) ist zu ersehen, daß größere Filterparameter k und j die Richtungswahl der Filter empfindlicher für Bildstrukturen machen, aber größere Werte für k und j erfordern auch mehr Berechnung. Auch gibt es einen Abgleich zwischen Kantenbewahrung und Rauschglättung, wenn der Tiefpaßparameter k gewählt wird. Wenn k größer wird, wird die Kantenbewahrungsleistung des Filters besser, während die Rauschglättungsleistung schwächer wird. In der Praxis stellt ein Filter mit einem Wert $k \approx 4$ gute Resultate für Rauschglättung und Kantenbewahrung zur Verfügung.

Bei dem ersten Experiment wurde eine sagittale Kopfabbildung aus einer dreidimensionalen (3D)-Erfassung verwendet. Das ursprüngliche Bild ist in Fig. 7 gezeigt. Vier ausgerichtete Tiefpaßfilter, wie in Gleichung (2) definiert mit $\alpha_i = 1/5$ wurden verwendet, um die vier in Fig. 8A, 8B, 8C bzw. 8d gezeigten Unterbilder zu erhalten. Der exponentielle Parameter $k = 4$ wurde für die Bestimmung der Gewichtungparameter in Gleichung (2) verwendet.

chung (8) verwendet. Diese Unterbilder haben starke ausgerichtete Strukturen als Ergebnis der ausgerichteten Tiefpaßfilterung. Kanten- und Linienstrukturen entlang einer Richtung sind geglättet und bewahrt durch das Filter in der gleichen Richtung, aber verschwommen durch die Filter in anderen Richtungen. Die Komponenten jedes Teilbildes sind in Abhängigkeit von den Bildunterschieden gewählt, um zu dem endgültigen tiefpaßgefilterten und kantenverstärkten Bild, das in Fig. 9 gezeigt ist, beizutragen. Es ist klar ersichtlich, daß Rauschen im Bild der Fig. 7 effektiv reduziert worden ist und daß die Bildstrukturen in Fig. 9 gut bewahrt worden sind. Rauschreduzierung kann auch verstanden werden durch den Vergleich von Rausch-SD-Werten vor und nach dem Filtern. Der SD-Wert wurde geschätzt an einem nicht-texturierten Bildbereich mit 200 Bildpunkten (z. B. siehe L. Kaufmann, D.M. Kramer, L.E. Crooks und D.A. Ortendahl, "Measuring Signal-to-Noise-Ratios in MR Imaging", Radiology 1989; 173: 265-67). Der SD-Wert in Fig. 7 beträgt 83 und ist in Fig. 9 durch Filtern auf 42 reduziert. Zwei transaxiale Kopfabbildungen (eine basierend auf den ersten auftretenden NMR-Spinechoreaktionen und eine basierend auf den zweiten auftretenden NMR-Spinechoreaktionen) aus einer zweidimensionalen (2D-) Erfassung wurden auch verwendet, um die Leistungsfähigkeit des Filters besser verstehen zu können. Diese zwei Bilder haben geringere Rauschabstände als das vorherige 3D-Bild, insbesondere das Zweitechobild. Das ursprüngliche Bild und das gefilterte Bild für das erste Echo sind in Fig. 10A und Fig. 10B gezeigt. Das ursprüngliche Bild und das gefilterte Bild für das zweite Echo sind in Fig. 10C bzw. Fig. 10D gezeigt. Wieder wurden 200 Bildpunkte für SD-Schätzungen verwendet. Es ist zu sehen, daß die gefilterten Bilder eine viel bessere visuelle Qualität als die ursprünglichen Bilder haben.

Basierend auf der beschriebenen Filterstruktur wurde ein Matrixprozessor (Warrior, SKY Computers, Inc.) verwendet, um diesen Algorithmus in Verbindung mit einem Micro VAX-I-System (Digital Equipment Corporation) durch geeignete Programmierung eines ACCESSTM-MRI-Systems von Toshiba (das schon solche Hardwarekomponenten beinhaltet) durchzuführen. Eine Synchronanordnung von parallelen Verarbeitungselementen (PE, processing elements) im Matrizenrechner bewältigt einen Befehl und mehrfache Daten, um eine hohe Verarbeitungsgeschwindigkeit zu erreichen. Als Ergebnis wird ein hoher Durchsatz bei der Bildverarbeitung erreicht. Die Zeit, die zur Verarbeitung eines Bildes mit 256 mal 256 Bildpunkten benötigt wird, kann weniger als 5 Sekunden betragen. Da vier Unterbilder in diesem Filter gespeichert werden müssen, ist ein Nachteil dieses Filters im Vergleich mit konventionellen adaptiven Filtern, die lokale Operationen oder rekursive Ansätze verwenden, die Notwendigkeit, mehr Bildspeicherraum zur Verfügung zu stellen. Dieses Filter ist auch geeignet für die Durchführung mit Mehrrechner-Systemen. Anders als Matrizenrechner beinhaltet ein Mehrrechner-System mehrere Prozessoren, und diese Prozessoren kommunizieren und kooperieren auf unterschiedlichen Niveaus zur Lösung eines gestellten Problems (z. B. siehe K. Hwang, Computer Architecture and Parallel Processing, McGraw-Hill, Inc., 1984, auf das hiermit vollinhaltlich Bezug genommen wird). Aus Fig. 3 und 4 ist zu sehen, daß sowohl der Tiefpaßfilterteil und der Kantenschärfungsteil dieses Filters hochparallel sind. Daher kann die Berechnungsaufgabe, die bei vier unabhängigen Hoch-/Tiefpaßfilterkanälen anfällt, aufgeteilt und verschiedenen Prozessoren zugeteilt werden. Wenn beispielsweise das Mehrrechner-Computersystem von Mercury Computer System (z. B. siehe J. Goddard, J. Greene, B.S. Isenstein, F.P. Lauginiger und L.C. Walsh, "Multicomputer Implementations of Reconstruction and Postprocessing Algorithms", Proceedings of SMRM 11th Annual Meeting, Berlin, August 1992) verwendet wird, kann es jedem Prozessor in diesem Vierprozessor-System zugeteilt werden, x_{ij} , d_i , w_{ij} und \hat{x}_{ij} auf der Tiefpaßstufe und w_{hi} , w_{hj} und h_i auf der Hochpaßstufe zu berechnen, um eine parallele Verarbeitung für schnelle Bildverstärkung zu erreichen. Die Datenkommunikation zwischen unterschiedlichen Kanälen ist nur erforderlich beim Berechnen der Gewichtsparameter w'_{ijs} und w'_{his} , weshalb eine Hochgeschwindigkeitsverarbeitung zu erwarten ist.

Ein einfaches, schnelles Bildfilter wurde vorgestellt. Das Filter reduziert effektiv Bildrauschen, während es Bildstrukturen bewahrt. Die Filterleistung und die Berechnungseffizienz machen es nützlich für schnelle Rauschreduzierung von medizinischen Bildern und damit auch hilfreich für viele weitere Korrekturen von Bildverzerrungen. Die parallele Struktur des Filters kann verwendet werden, um eine weiter erhöhte Verarbeitungsgeschwindigkeit durch die Verwendung von Multiprozessor-Systemkonfigurationen zu erreichen.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Filtern von eingegebenen digitalen Bildsignalen, welche die angeordneten Pixel eines digitalisierten Bildes darstellen, wobei das Verfahren die Schritte aufweist:
Erzeugen einer Mehrzahl von digitalisierten Sätzen von Unterbildsignalen durch Tiefpaßfiltern der eingegebenen digitalen Bildsignale entlang einer jeweiligen entsprechenden Mehrzahl von Richtungen innerhalb des Bildes; und
Erzeugen eines Satzes von rauschgeglätteten digitalen Bildsignalen als eine gewichtete Kombination der Mehrzahl von Sätzen von Unterbildsignalen.
2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die gewichtete Kombination jedes Satzes von Unterbildsignalen durchgeführt wird in Abhängigkeit des Unterschiedes zwischen dem Unterbild und dem eingegebenen Satz von digitalen Bildsignalen.
3. Verfahren nach Anspruch 2, wobei der Beitrag eines Unterbildes zu dem rauschgeglätteten Bild mit zunehmendem Unterschied abnimmt.
4. Verfahren nach Anspruch 1, welches des weiteren aufweist:
Erzeugen einer Mehrzahl von weiteren Sätzen von digitalisierten Unterbildsignalen durch Hochpaßfiltern des rauschgeglätteten digitalen Bildsignals entlang einer jeweils entsprechenden Mehrzahl von Richtungen innerhalb des Bildes; und
Erzeugen eines Satzes von geschärften digitalen Bildsignalen als eine gewichtete Kombination der Mehrzahl von weiteren Sätzen von Unterbildsignalen.

5. Verfahren nach Anspruch 2, wobei eine gewichtete Kombination der Unterschiede zwischen den Unterbildern und dem eingegebenen digitalen Bildsatz verwendet wird, um einen Satz von geschärften digitalen Bildsignalen herzustellen.
6. Verfahren nach Anspruch 4 oder 5, wobei die rauschgeglätteten digitalen Bildsignale und ein Abschnitt der geschärften digitalen Bildsignale kombiniert werden, um einen zusammengesetzten gefilterten Satz von Ausgangsbildsignalen herzustellen.
7. Verfahren nach Anspruch 1 oder 4, wobei die Tiefpaßfilterung durch LSI-(linear space invariant)-Tiefpaßfiltern durchgeführt wird.
8. Verfahren nach Anspruch 7, bei dem das LSI-Tiefpaßfiltern in jeder der Richtungen durchgeführt wird durch Erzeugen für jedes Pixel einer gewichteten Kombination einer vorbestimmten Anzahl seiner nächsten Nachbarn in einer Linie parallel zu dieser Richtung.
9. Verfahren nach Anspruch 1 oder 4, bei dem die Mehrzahl von Richtungen des Tiefpaßfilterns vier Richtungen umfaßt, welche im wesentlichen in 45°-Winkelintervallen innerhalb des Bildes angeordnet sind.
10. Verfahren nach Anspruch 8, bei dem die Mehrzahl von Richtungen des Tiefpaßfilterns vier Richtungen umfaßt, welche im wesentlichen in 45°-Winkelintervallen innerhalb des Bildes angeordnet sind.
11. Verfahren nach Anspruch 4, bei dem das Tiefpaßfiltern durch nicht-symmetrisches Hochpaßfiltern durchgeführt wird.
12. Verfahren nach Anspruch 11, bei dem nicht-symmetrisches Hochpaßfiltern in jeder der Richtungen für Hochpaßfiltern durchgeführt wird durch Erzeugen für jedes Pixel einer gewichteten Kombination einer vorherbestimmten Anzahl seiner nächsten Nachbarn in einer Linie parallel zu dieser Richtung.
13. Verfahren nach Anspruch 12, bei dem die gewichtete Kombination nicht-symmetrisch im Hinblick sowohl auf die räumliche Richtung als auch auf die Polarität erzeugt wird.
14. Verfahren nach Anspruch 12 oder 13, bei dem die Mehrzahl von Richtungen des Hochpaßfilterns vier Richtungen umfaßt, welche im wesentlichen in 45°-Winkelintervallen innerhalb des Bildes angeordnet sind.
15. Vorrichtung zum Filtern von eingegebenen digitalen Bildsignalen, welche die angeordneten Pixel einer digitalen Abbildung darstellen, wobei die Vorrichtung aufweist:
eine Einrichtung zum Erzeugen einer Mehrzahl von Sätzen von digitalisierten Unterbildsignalen durch Tiefpaßfiltern des eingegebenen digitalen Bildsignals entlang einer jeweils entsprechenden Mehrzahl von Richtungen innerhalb des Bildes; und
eine Einrichtung zum Erzeugen eines Satzes von rauschgeglätteten digitalen Bildsignalen als gewichtete Kombination der Mehrzahl von Unterbildsignalsätzen.
16. Vorrichtung nach Anspruch 15, welche eine Einrichtung aufweist, die verursacht, daß die gewichtete Kombination jedes Unterbildsignalsatzes in Abhängigkeit des Unterschiedes zwischen dem Unterbild und dem eingegebenen digitalen Bildsignalsatz ausgeführt wird.
17. Vorrichtung nach Anspruch 16, welche eine Einrichtung aufweist, die verursacht, daß der Beitrag eines Unterbildes zu der rauschgeglätteten digitalen Abbildung abnimmt, wenn der Unterschied zunimmt.
18. Vorrichtung nach Anspruch 15, welche des weiteren aufweist:
eine Einrichtung zum Erzeugen einer Mehrzahl von weiteren Sätzen digitalisierter Unterbildsignale durch Hochpaßfiltern des rauschgeglätteten digitalen Bildsignals entlang einer jeweils entsprechenden Mehrzahl von Richtungen innerhalb der Abbildung; und
eine Einrichtung zum Erzeugen eines Satzes von geschärften digitalen Bildsignalen als eine gewichtete Kombination der Mehrzahl weiterer Sätze von Unterbildsignalen.
19. Vorrichtung nach Anspruch 16, welche eine Einrichtung aufweist, die bewirkt, daß eine gewichtete Kombination der Unterschiede zwischen den Unterbildern und dem eingegebenen Satz von digitalen Bildern zum Herstellen eines Satzes von geschärften digitalen Bildsignalen verwendet wird.
20. Vorrichtung nach Anspruch 18 oder 19, welche eine Einrichtung aufweist, die bewirkt, daß die rauschgeglätteten digitalen Bildsignale und ein Abschnitt der geschärften digitalen Bildsignalen zur Herstellung eines zusammengesetzten, gefilterten Satzes von ausgegebenen Bildsignalen kombiniert werden.
21. Vorrichtung nach Anspruch 15 oder 18, welche eine Einrichtung zum Bewirken des Tiefpaßfilterns durch LSI-Tiefpaßfiltern aufweist.
22. Vorrichtung nach Anspruch 21, welche eine Einrichtung zum Durchführen des LSI-Tiefpaßfilterns in jeder der Richtungen durch Erzeugen für jedes Pixel einer gewichteten Kombination einer bestimmten Anzahl ihrer nächsten Nachbarn auf einer Linie parallel zu dieser Richtung aufweist.
23. Vorrichtung nach Anspruch 15 oder 18, welche eine Einrichtung aufweist, die bewirkt, daß die Mehrzahl von Richtungen des Tiefpaßfilterns vier Richtungen umfaßt, die in Winkelabständen von im wesentlichen 45° innerhalb des Bildes ausgerichtet sind.
24. Vorrichtung nach Anspruch 22, welche eine Einrichtung aufweist, die bewirkt, daß die Mehrzahl von Richtungen des Tiefpaßfilterns vier Richtungen umfaßt, die in Winkelabständen von im wesentlichen 45° innerhalb des Bildes ausgerichtet sind.
25. Vorrichtung nach Anspruch 18, welche eine Einrichtung zum Durchführen des Hochpaßfilterns durch nicht-symmetrisches Hochpaßfiltern aufweist.
26. Vorrichtung nach Anspruch 25, welche eine Einrichtung zum Durchführen des nicht-symmetrischen Hochpaßfilterns in jeder der Richtungen aufweist durch Erzeugen für jedes Pixel einer gewichteten Kombination einer bestimmten Anzahl seiner nächsten Nachbarn auf einer Linie parallel zu dieser Richtung.
27. Vorrichtung nach Anspruch 26, welche eine Einrichtung zum nicht-symmetrischen Erzeugen der gewichteten Kombination im Hinblick sowohl auf die räumliche Richtung als auch auf die Polarität aufweist.
28. Vorrichtung nach Anspruch 26 oder 27, welche eine Einrichtung aufweist, um zu bewirken, daß die Mehrzahl von Hochpaßfilterrichtungen vier Richtungen umfaßt, die in Winkelabständen von im wesentlichen

chen 45° innerhalb des Bildes ausgerichtet sind.

29. MRI-System mit einem MR-Abbildungsdaten-Prozessor, welcher einen Matrixprozessor beinhaltet, wobei der MR-Abbildungsdaten-Prozessor so programmiert ist, daß er das Filterverfahren von Anspruch 1 bewirkt.

30. MRI-System mit einem MR-Abbildungsdaten-Prozessor, welcher einen Matrixprozessor beinhaltet, wobei der MR-Abbildungsdaten-Prozessor so programmiert ist, daß er das Filterverfahren von Anspruch 2 bewirkt.

31. MRI-System mit einem MR-Abbildungsdaten-Prozessor, welcher einen Matrixprozessor beinhaltet, wobei der MR-Abbildungsdaten-Prozessor so programmiert ist, daß er das Filterverfahren von Anspruch 3 bewirkt.

32. MRI-System mit einem MR-Abbildungsdaten-Prozessor, welcher einen Matrixprozessor beinhaltet, wobei der MR-Abbildungsdaten-Prozessor so programmiert ist, daß er das Filterverfahren von Anspruch 4 bewirkt.

33. MRI-System mit einem MR-Abbildungsdaten-Prozessor, welcher einen Matrixprozessor beinhaltet, wobei der MR-Abbildungsdaten-Prozessor so programmiert ist, daß er das Filterverfahren von Anspruch 5 bewirkt.

34. MRI-System mit einem MR-Abbildungsdaten-Prozessor, welcher einen Matrixprozessor beinhaltet, wobei der MR-Abbildungsdaten-Prozessor so programmiert ist, daß er das Filterverfahren von Anspruch 6 bewirkt.

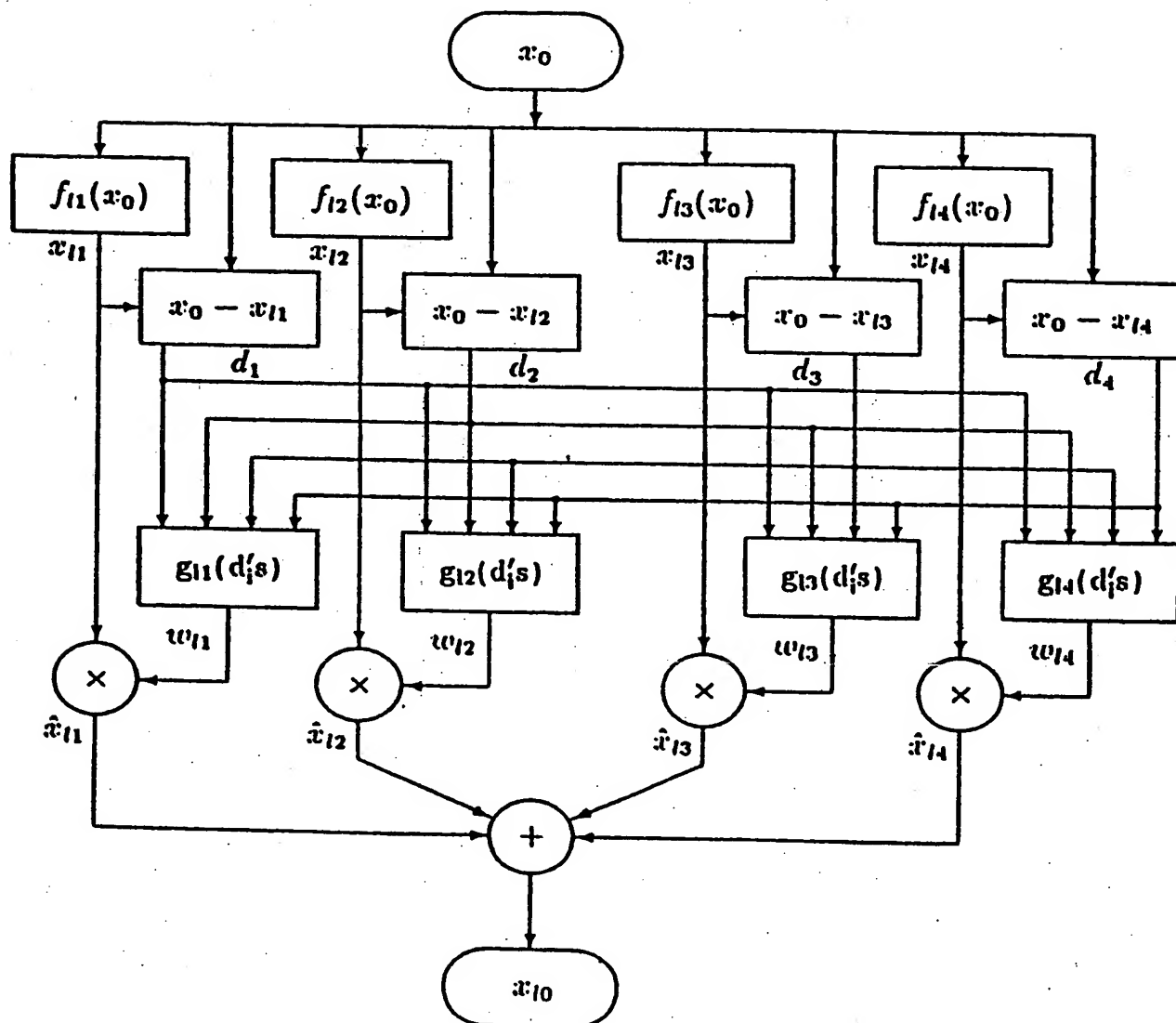
35. MRI-System mit einem MR-Abbildungsdaten-Prozessor, welcher einen Matrixprozessor beinhaltet, wobei der MR-Abbildungsdaten-Prozessor so programmiert ist, daß er das Filterverfahren von Anspruch 7 bewirkt.

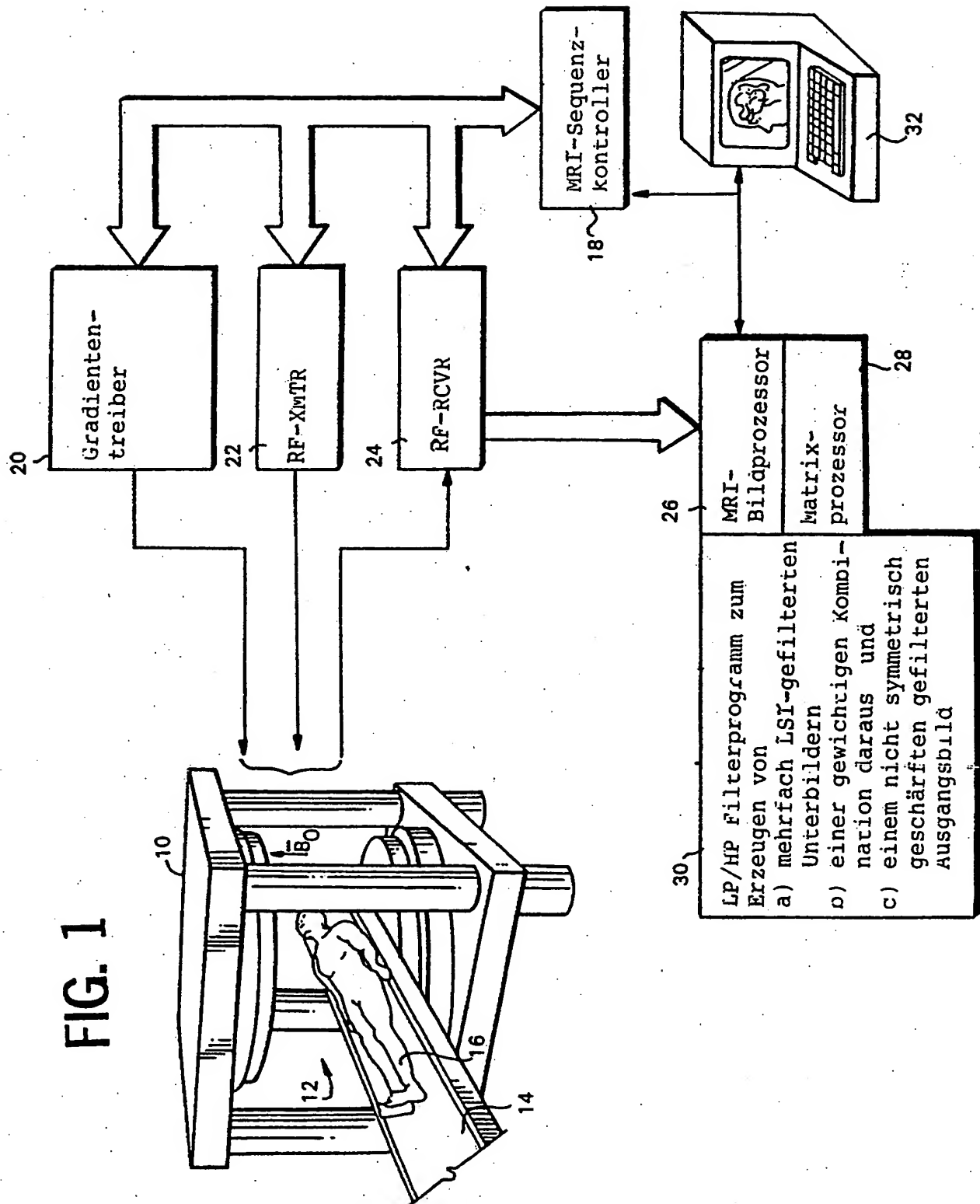
36. MRI-System mit einem MR-Abbildungsdaten-Prozessor, welcher einen Matrixprozessor beinhaltet, wobei der MR-Abbildungsdaten-Prozessor so programmiert ist, daß er das Filterverfahren von Anspruch 8 bewirkt.

37. MRI-System mit einem MR-Abbildungsdaten-Prozessor, welcher einen Matrixprozessor beinhaltet, wobei der MR-Abbildungsdaten-Prozessor so programmiert ist, daß er das Filterverfahren von Anspruch 9 bewirkt.

Hierzu 10 Seite(n) Zeichnungen

FIG. 3





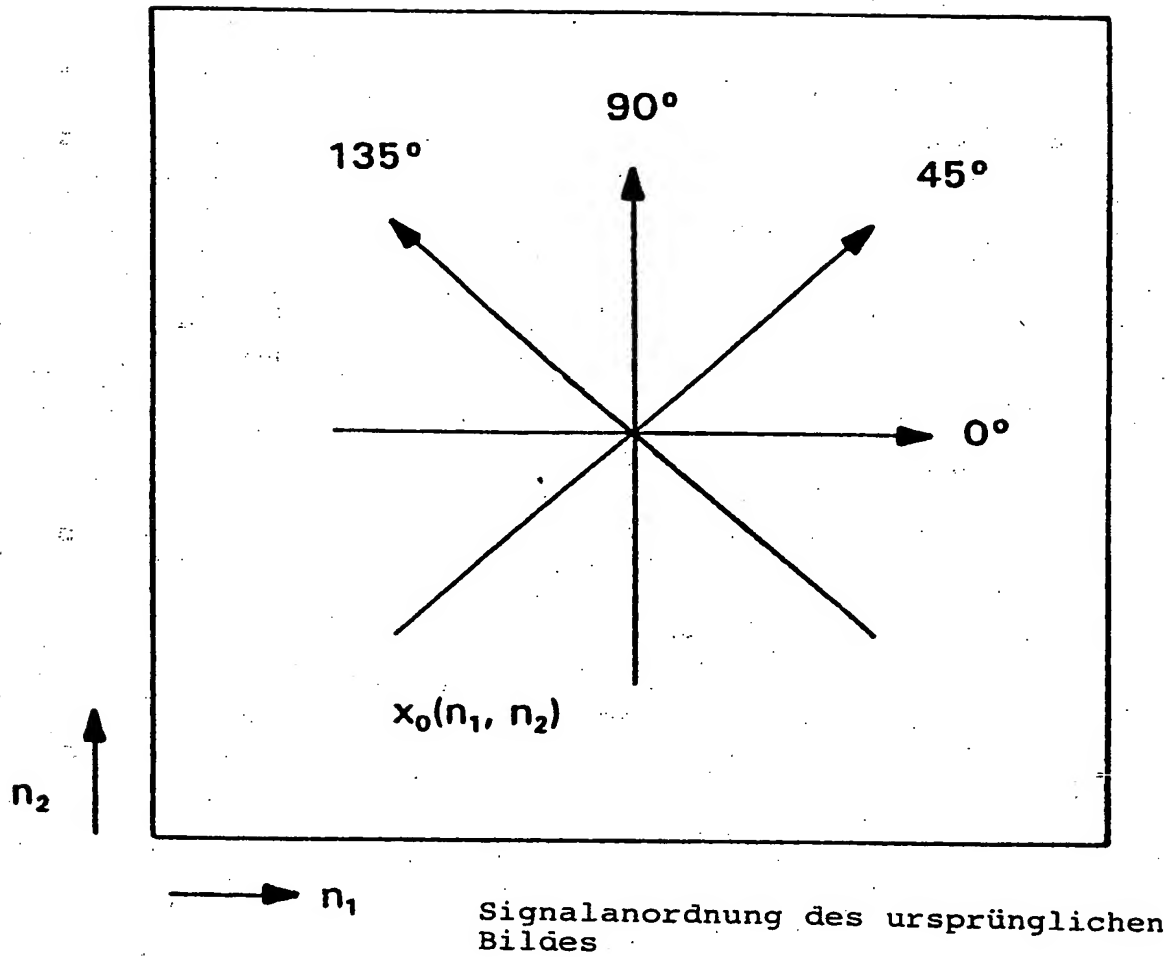
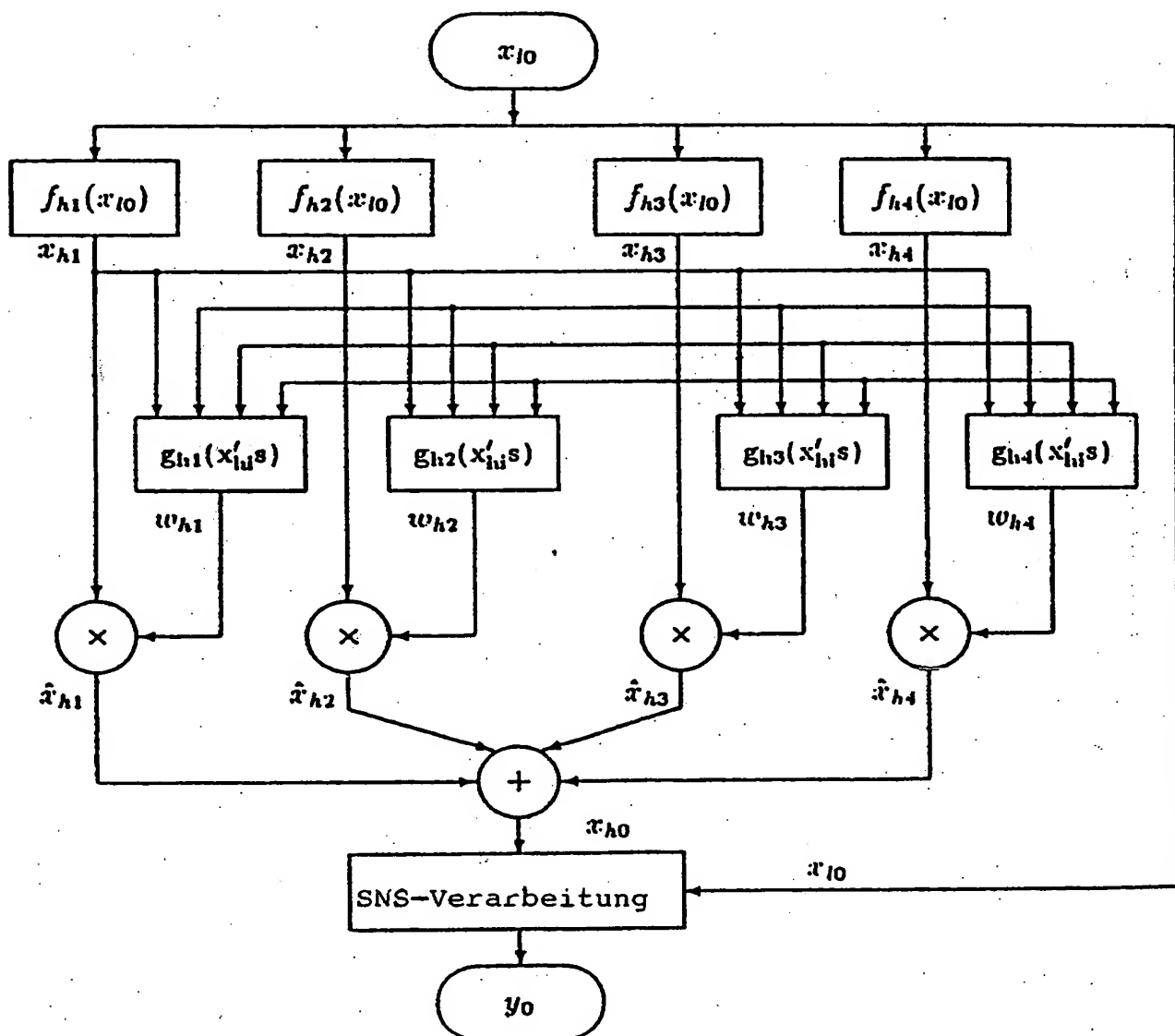


FIG.2

FIG. 4



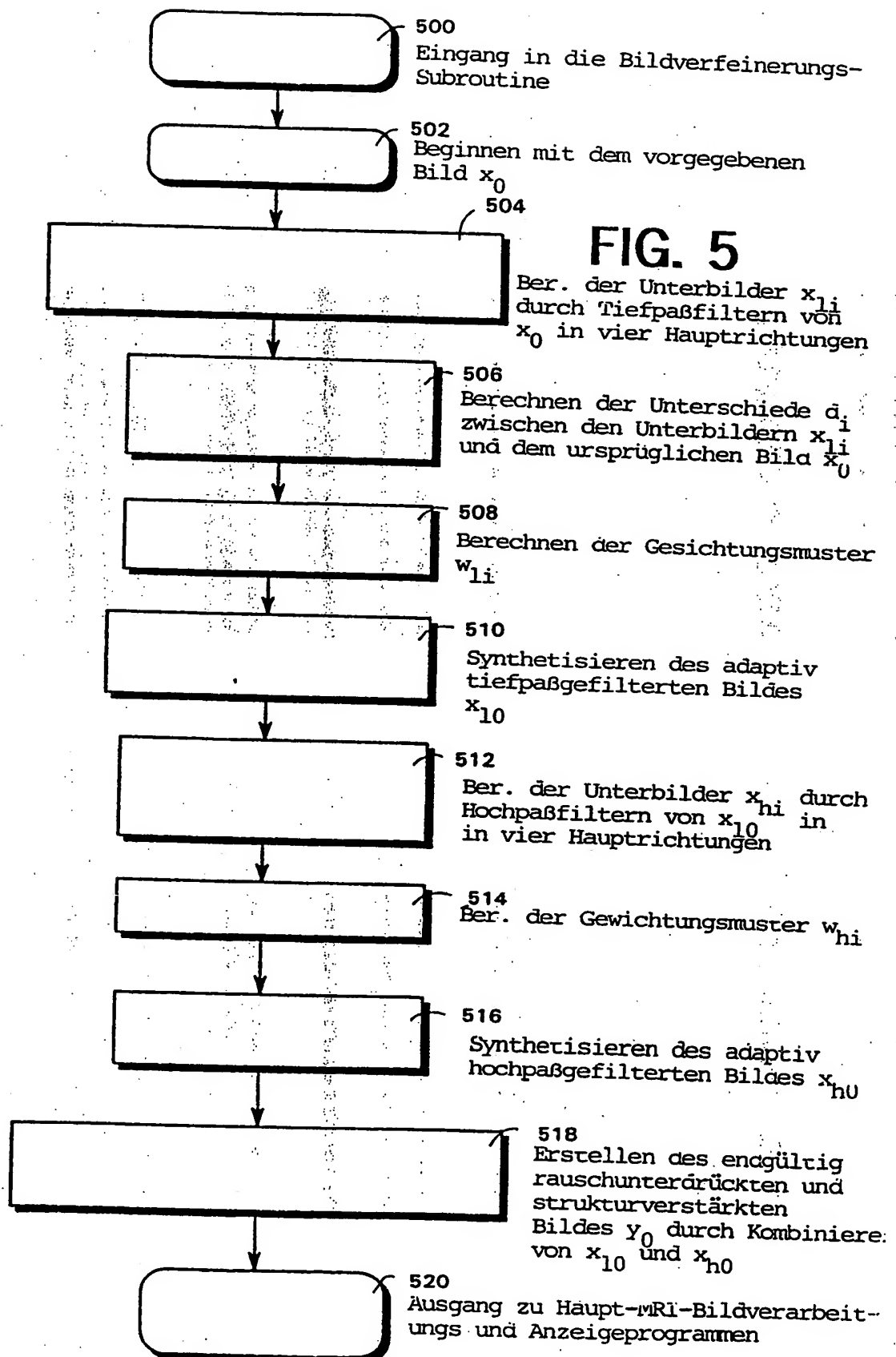


FIG. 6

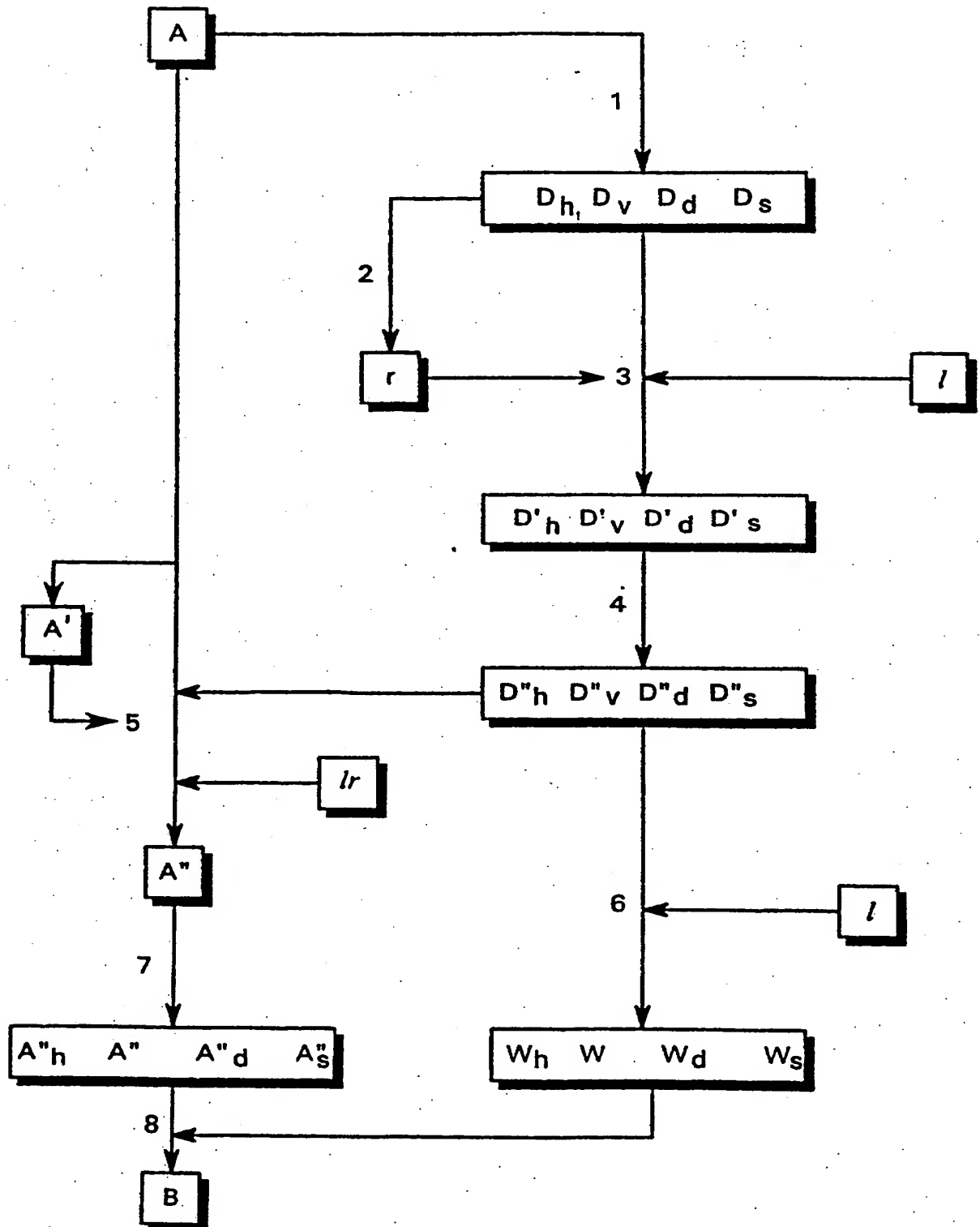




FIG. 7

FIG. 8a



FIG. 8b



FIG. 8c



FIG. 8d





FIG. 9

FIG. 10a



FIG. 10b

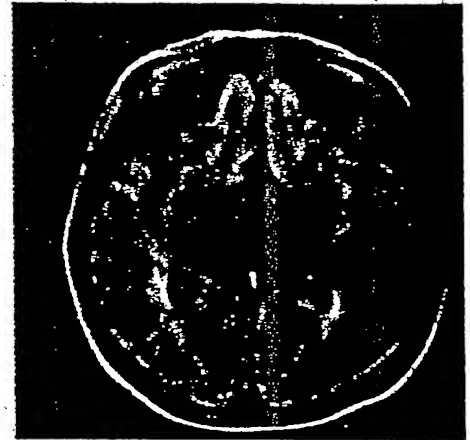


FIG. 10c



FIG. 10d



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☒ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.